

**Министерство образования и науки Российской Федерации**  
федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

---

Институт: Физико-технический

Направление подготовки: 14.04.02 Ядерная физика и технологии

Кафедра: Прикладной физики

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

Тема работы
Исследование снижения дозовой нагрузки при различных методах топометрической подготовки.

УДК 621.386.8:616 – 073.756.8:615.84

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Вьюшков Дмитрий Васильевич		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник отдела медицинской физики ОГАУЗ ТООД	Сухих Е.С.	к.ф.-м.н.		

**КОНСУЛЬТАНТЫ:**

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Верховская М.В.	к.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент каф. ПФ	Гоголева Т.С.	к.ф.-м.н.		

**ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:**

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Прикладная физика	Вагнер А.Р.	к.ф.-м.н.		

Томск – 2017 г.

## Планируемые результаты обучения

Код результата	<i>Результат обучения</i>
P1	Применять глубокие, математические, естественнонаучные, социально-экономические и профессиональные знания для теоретических и экспериментальных исследований в области использования ядерной энергии, ядерных материалов, систем учета, контроля и физической защиты ядерных материалов, технологий радиационной безопасности, медицинской физики и ядерной медицины, изотопных технологий и материалов в профессиональной деятельности.
P2	Ставить и решать инновационные инженерно-физические задачи, реализовывать проекты в области использования ядерной энергии, ядерных материалов, систем учета, контроля и физической защиты ядерных материалов, технологий радиационной безопасности, медицинской физики и ядерной медицины, изотопных технологий и материалов.
P3	Создавать теоретические, физические и математические модели, описывающие конденсированное состояние вещества, распространение и взаимодействие ионизирующих излучений с веществом и живой материей, физику кинетических явлений, процессы в реакторах, ускорителях, процессы и механизмы переноса радиоактивности в окружающей среде.
P4	Разрабатывать новые алгоритмы и методы: расчета современных физических установок и устройств; исследования изотопных технологий и материалов; измерения характеристик полей ионизирующих излучений; оценки количественных характеристик ядерных материалов; измерения радиоактивности объектов окружающей среды; исследований в радиозоологии, медицинской физике и ядерной медицине.
P5	Оценивать перспективы развития ядерной отрасли, медицины, анализировать радиационные риски и сценарии потенциально возможных аварий, разрабатывать меры по снижению рисков и обеспечению ядерной и радиационной безопасности руководствуясь законами и нормативными документами, составлять экспертное заключение.
P6	Проектировать и организовывать инновационный бизнес, разрабатывать и внедрять новые виды продукции и технологий, формировать эффективную стратегию и активную политику риск-менеджмента на предприятии, применять методы оценки качества и результативности труда персонала, применять знание основных положений патентного законодательства и авторского права Российской Федерации.
P7	Демонстрировать глубокие знания социальных, этических и культурных аспектов инновационной профессиональной деятельности.
P8	Самостоятельно учиться и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности.
P9	Активно владеть иностранным языком на уровне, позволяющем работать в иноязычной среде, разрабатывать документацию, презентовать результаты профессиональной деятельности.
P10	Эффективно работать индивидуально и в коллективе, демонстрировать ответственность за результаты работы и готовность следовать корпоративной культуре организации.

**Министерство образования и науки Российской Федерации**  
федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт: Физико-технический

Направление подготовки: (специальность): Ядерная физика и технологии

Кафедра: Прикладной физики

УТВЕРЖДАЮ:

Зав. кафедрой

\_\_\_\_\_  
(Подпись)    (Дата)    (Ф.И.О.)

### ЗАДАНИЕ

#### на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

<b>Магистерской диссертации</b>
(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Вьюшков Дмитрий Васильевич

Тема работы:

Исследование снижения дозовой нагрузки при различных методах топометрической подготовки.	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	
Срок сдачи студентом выполненной работы:	5.06.2017

#### ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

<b>Исходные данные к работе</b>	Исследование снижения дозовой нагрузки при различных методах топометрической подготовки.
<b>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</b>	Внедрение метода in-vivo дозиметрии в практику. Изучение поглощенной дозы критическими органами при различных методах топометрической подготовки (С-дуга, КТ, МРТ). Создание дозиметрических планов лечения пациента с различными видами реконструкции изображений.
<b>Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы</b>	
<b>Раздел</b>	<b>Консультант</b>
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Верховская М. В.
Социальная ответственность	Гоголева Т.С.
Иностранный язык	Емельянов И.Л.
<b>Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику</b>	

**Задание выдал руководитель:**

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник отдела медицинской физики ОГАУЗ ТООД	Сухих Е.С.	к. ф.-м. н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Вьюшков Дмитрий Васильевич		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА  
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И  
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Вьюшков Дмитрий Васильевич

Институт	Физико-технический	Кафедра	ПФ
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	14.04.02 Ядерные физика и технологии

**Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:**

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих	<p>Затраты на специальное оборудование определяются согласно стоимости оборудования по прейскурантам или по договорной цене.</p> <p>Заработная плата рассчитывается исходя из тарифной ставки и коэффициентов, зависящих от различных условий: организация, регион.</p> <p>Страховые отчисления определяются согласно Федеральному закону от 24.07.2009 №212-ФЗ</p> <p>Прочие и накладные расходы определяются исходя из суммы полной заработной платы исполнителей технического проекта.</p> <p>Приблизительная оценка продолжительности выполнения НИ составляет 120 календарных дней.</p>
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования.	

**Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:**

1. Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения	Оценочная карта конкурентных технических решений
2. Планирование и формирование бюджета научных исследований:	Иерархическая структура работ SWOT-анализ Календарный план-график реализации проекта
3. Оценка ресурсной, финансовой, социальной, бюджетной эффективности научного исследования	Определение ресурсоэффективности проекта

**Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей)**

1. Оценочная карта конкурентных технических решений
2. Матрица SWOT
3. Иерархическая структура работ
4. Организационная структура проекта
5. Календарный план проекта
6. Бюджет проекта
7. Определение ресурсоэффективности проекта

**Дата выдачи задания для раздела по линейному графику**

**Задание выдал консультант:**

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. МЕН ИСГТ	Верховская М.В.	к.ЭКОН.Н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Вьюшков Д.В.		

## Реферат

Выпускная квалификационная работа 160с., 26 рис., 15 табл., 73 источника,

Ключевые слова: MultiSource, HDR plus, брахитерапия, внутрисполостная лучевая терапия, контактная лучевая терапия, план терапии, верификация, топометрическая подготовка, in-vivo дозиметрия.

Объект исследования: методы снижения поглощенной дозы на критические органы.

Цель работы: добиться снижения дозовой нагрузки на критические органы, без потери покрытия объема мишени.

В процессе исследования:

- Внедрен протокол проведения процедуры in-vivo дозиметрии, позволяющий контролировать каждую укладку пациента;
- В практику планирования внедрена КТ и МРТ подготовка пациентов;
- Созданы дозиметрические планы для пациентов, используя различные наборы снимков С-дуга, КТ, МРТ. Выполнено сравнение полученных результатов;

В результате исследования:

- Найдена возможность увеличения РОД => уменьшение кол-ва сеансов облучения => снижение сроков лечения (с 5-8 недель до 1-3 недель), без потери качества лечения => улучшение качества жизни пациентов, что позволит увеличить рентабельность лечения;
- В ходе исследования удалось добиться снижения дозовой нагрузки на критические органы, без потери покрытия объема мишени;
- Требуется исследование возможности совмещения (fusion) планов созданных в системе HDR plus для внутрисполостной лучевой терапии и системе XiO для дистанционной лучевой терапии;

– Требуется исследование эффективного снижения дозовой нагрузки на критические органы при лечении других доступных локализаций (кожа, молочной железы, рото- и носо- глотка, пищевод, легкие, желудок).

– Область применения: в медицине в радиологическом отделении при создании дозиметрических планов лечения для локализаций различного рода.

Экономическая эффективность/значимость работы заключается в возможности минимизировать затраты на лечение пациента.

Магистерская диссертация выполнена с помощью текстового редактора Microsoft Office Word 2010, редактор таблиц Microsoft Office Excel 2010.

## **Определения, обозначения, сокращения, нормативные ссылки**

В данной работе применены следующие термины с соответствующими определениями:

Источник ионизирующего излучения – радиоактивное вещество либо устройство, испускающее или способное испускать ионизирующее излучение, на которое распространяется действие существующих норм и правил.

Источник радионуклидный закрытый – источник излучения, устройство которого исключает поступление содержащихся в нем радионуклидов в окружающую среду в условиях применения и износа, на которые он рассчитан.

Кабинет контактной аппаратурной лучевой терапии – кабинет лучевой терапии, предназначенный для проведения контактной лучевой терапии на аппаратах.

Кабинет лучевой терапии – совокупность взаимосвязанных помещений и оборудования, предназначенных для реализации технологического процесса лечения больных с применением ионизирующего излучения.

Кабинет планирования лучевой терапии – совокупность помещений и оборудования, предназначенных для получения топографической информации, расчета распределений дозы и подготовки планов лучевой терапии.

Контроль качества – система организационных мероприятий, технических средств и технологических процедур для количественного определения, мониторинга и поддержания на оптимальных уровнях рабочих характеристик

диагностической и терапевтической аппаратуры, а также режимов диагностических исследований и терапевтического лечения.

Контроль радиационный – получение информации о радиационной обстановке в организации, в окружающей среде и об уровнях облучения людей (включает дозиметрический и радиометрический контроль).

Мощность дозы – доза излучения за единицу времени.

Облучение – воздействие на человека ионизирующего излучения.

Органы государственного надзора за радиационной безопасностью – органы, которые уполномочены правительством страны или его субъектами осуществлять надзор за радиационной безопасностью.

Отделение лучевой терапии – совокупность двух или более кабинетов лучевой терапии и общих для них помещений, обеспечивающих лечебную работу персонала.

Персонал – лица, работающие с техногенными источниками излучения или находящиеся по условиям работы в сфере их воздействия (группа А и в некоторых странах группы А и Б).

Предел дозы (ПД) – величина годовой эффективной или эквивалентной дозы техногенного облучения, которая не должна превышать в условиях нормальной работы. Соблюдение предела годовой дозы предотвращает возникновение детерминированных эффектов, а вероятность стохастических эффектов сохраняется при этом на приемлемом уровне.

Работа с источником ионизирующего излучения – все виды обращения с источником излучения на рабочем месте, включая радиационный контроль.

Средство индивидуальной защиты – средство защиты персонала от внешнего облучения, поступления радиоактивных веществ внутрь организма и радиоактивного загрязнения кожных покровов.

Эффекты излучения детерминированные – клинически выявляемые вредные биологические эффекты, вызванные ионизирующим излучением, в отношении которых предполагается существование порога, ниже которого эффект отсутствует, а выше – тяжесть эффекта зависит от дозы.

Эффекты излучения стохастические – вредные биологические эффекты, вызванные ионизирующим излучением, не имеющие дозового порога возникновения, вероятность возникновения которых пропорциональна дозе и для которых тяжесть проявления не зависит от дозы.



Используемые в работе обозначения и сокращения:

АМФР – ассоциация медицинских физиков России

ГК – гарантия качества

ГТА – гамма-терапевтический аппарат

ЕСТРО (ESTRO) – Европейский союз терапевтических радиационных онкологов

ИИИ – источник ионизирующего излучения

ИК – ионизационная камера

ИДК – индивидуальный дозиметрический контроль

КК – контроль качества оборудования

КРТ (СТ) – компьютерный рентгеновский томограф

КСПО – компьютерная система планирования облучения

МАГАТЭ (IAEA) – Международное агентство по атомной энергии

МКРЕ (ICRE) – Международная комиссия по единицам и измерениям

МКРЗ (ICRP) – Международная комиссия по радиологической защите

МОС (ISO) – Международная организация стандартизации

МРТ – магниторезонансный томограф

МЭК (IEC) – Международная электротехническая комиссия

ПКК – программа контроля качества

ППД – полупроводниковый детектор

РК – радиационный контроль

СанПиН – санитарные правила и нормы

ТЭЗ – технико-экономическое задание

ЭДПИ (EPID) – электронный детектор портальных изображений

ААРМ – Американская ассоциация медицинских физиков

В настоящей работе использованы ссылки на следующие стандарты:

Закон «О радиационной безопасности населения»

СанПиН «Требования к радиационной безопасности»

Гигиенический норматив «Критерии оценки радиационного воздействия»

СанПиН «Требования к обеспечению радиационной безопасности персонала и населения при осуществлении деятельности по использованию атомной энергии и источников ионизирующих излучений»

Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности ОСПОРБ-99/2010 в редакции от 16.09.2013 г. Российской Федерации.

Основной стандарт безопасности МАГАТЭ.

# Оглавление

Оглавление.....	11
Введение .....	14
1. Топометрическая подготовка пациента .....	16
1.1. Определение объемов опухоли .....	19
1.2. Принципы получения рентгеновского изображения .....	21
1.3. Принципы получения КТ изображения.....	21
1.4. Шкала Хаунсфилда.....	22
1.5. Поколения компьютерных томографов .....	22
1.6. Принципы получения МРТ изображения .....	23
2. Способы планирования внутрисполостной и внутритканевой лучевой терапии .....	25
3. Оборудование для проведения контактной лучевой терапии.....	29
3.1. Аппарат MultiSource HDR. ....	30
3.2. Характеристики консоли управления. ....	31
3.3. Система безопасности.....	31
3.4. Description of the installation MultiSource. ....	32
3.5. Security system. ....	33
3.6. Calibration of the internal dosimeter. ....	34
3.7. The procedure of treatment. ....	38
4. Описание системы планирования HDRplus. ....	43
4.1. Список функциональных возможностей.....	44
4.2. Целевая группа пользователей.....	50
4.3. Принципы работы HDRplus.....	50
4.4. Редактирование времени облучения. ....	52
4.5. Автоматизированное вычисление времени облучения. ....	53
5. Система планирования HDR plus на аппарате «MultiSource» опухолей шейки и тела матки.....	56
6. Расчет дозовых распределений в брахитерапии.....	60
6.1. Принцип суперпозиции.....	60
6.2. Формализм TG-43. Точечный источник.....	61
6.3. Формализм TG-43. Протяженный цилиндрически симметричный источник. ....	62
6.4. Традиционные методы расчета мощности дозы в брахитерапии .....	64
6.5. Эффект аппликатора и учет неомогенностей .....	71
6.6. Расчет суммарной дозы за время облучения .....	75
7. Методы оценки дозы на пациентов в контактной лучевой терапии.....	76
7.1. Дозиметрическое сопровождение контактной лучевой терапии.....	77

7.2. Контроль качества оборудования для контактного облучения.....	78
7.3. Верификация методом in vivo дозиметрии. ....	79
7.4. Верификация контактного облучения. ....	80
8. In -vivo дозиметрия. ....	81
9. Планирование кольпостата с использованием «С дуги» на топометрической подготовке. ....	84
10. Планирование кольпостата с использованием «КТ» на топометрической подготовке....	85
11. Планирование системы манчестер с использованием «КТ» топометрической подготовкой. ....	87
12. Планирование системы манчестер с «МРТ» топометрической подготовкой. ....	88
13. Результаты работы. ....	90
14. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение .....	92
14.1. Предпроектный анализ .....	92
14.2. Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения .....	93
14.3. Планирование управления научно–техническим проектом. ....	95
14.4. SWOT – анализ .....	96
14.5. Контрольные события проекта .....	99
14.6. План проекта.....	100
14.7. Бюджет научно – технического исследования (НТИ) .....	103
14.8. Расчет материальных затрат .....	103
14.9. Расчёт амортизации оборудования для экспериментальных работ. ....	104
14.10. Затраты на оплату труда исполнителей НТИ .....	105
14.11. Отчисления во внебюджетные фонды .....	107
14.12. Накладные расходы.....	107
14.13. Формирование бюджета затрат научно-технического исследования (НТИ) .....	108
14.14. Организационная структура проекта .....	109
14.15. Матрица ответственности .....	110
14.16. Определение ресурсной эффективности исследования .....	112
15. Социальная ответственность .....	115
15.1. Анализ опасных и вредных производственных факторов .....	116
15.2. Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного воздействия и устранению их влияния при работе на ПЭВМ. ....	117
15.3. Технические мероприятия .....	118
15.4 Условия безопасной работы.....	119
15.5. Радиационная безопасность. ....	122
15.6. Действие ионизирующего излучения на организм. ....	122
15.7. Общие требования радиационной безопасности.....	123

15.8. Требования безопасности при работе с закрытым источником $\text{Co}^{60}$ .....	127
15.9. Работа на установках.....	129
15.10. Пожарная и взрывная безопасность.....	132
Список литературы .....	134

## **Введение**

В настоящее время популярны особые технологические разработки в радиационной онкологии, которые называют брахитерапией. Лучевая терапия отличается высокими значениями подводимой и поглощенной дозы, способными вызвать у пациентов лучевые реакции и осложнения со стороны здоровых тканей. Однако нельзя так просто уменьшать поглощенную дозу, т.к. необходимо достижение цидного эффекта в мишени. Поэтому основным требованием к защите пациентов является максимально возможное снижение дозы в нормальных тканях и органах, окружающих мишень, а так же обязательное внедрение в клиниках систем гарантии качества лучевой терапии. От выполнения этих требований зависит повышение качества оказываемых медицинских услуг.

Появление современных медицинских линейных ускорителей позволило внедрить в онкологических учреждениях высокотехнологичную лучевую терапию, а технологии реализовали значительное снижение поглощенной дозы в критических органах. Существенно уменьшилось количество лучевых осложнений у пациентов. Лучевая терапия стала сложным технологическим процессом, в применении которого кроме аппаратов для облучения стали в обязательном порядке применяться специализированные методы получения и обработки медицинских изображений с системами их обработки и планирования облучения.

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА**  
**«СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»**

## **1. Топометрическая подготовка пациента**

Топометрия - раздел диагностики, посвященный методам измерения и масштабного графического отображения индивидуальных топографо-анатомических соотношений, в т.ч. с учетом патологических изменений органов и тканей.

На начальном этапе предлучевой подготовки проводится полное клиническое обследование пациента, в ходе которого определяются локализация, степень распространенности, стадия и морфологический тип опухоли. На этом этапе принципиально решается вопрос о необходимости проведения пациенту лучевой терапии. Назначение облучения является клиническим решением, основанным на мнении и опыте лучевого терапевта о данном виде заболевания и конкретной клинической ситуации. Если вопрос о применении лучевой терапии решен, определяется, какое лучевое лечение должно быть применено (радикальное или паллиативное), какая схема лечения оптимальна и какая в действительности возможна для больного и для персонала с учетом имеющейся аппаратуры. При этом следует придерживаться существующих стандартов и протоколов лучевого лечения по каждой локализации злокачественной опухоли. Данное решение оформляется в виде записи в истории болезни за подписью лучевого терапевта (лечащего врача) и заведующего отделением. После принятия такого решения лучевой терапевт записывает пациента на первичную симуляцию.

Первичная симуляция осуществляется лучевым терапевтом, рентгенологом и медицинским физиком. Пациента регистрируют в журнале учета лучевой терапии, который постоянно находится в помещении симулятора. Рентгенлаборант вносит в журнал следующую информацию: дату первичной симуляции, Ф.И.О пациента, отделение, облучаемую локализацию, фамилию лучевого терапевта. Изготовление фиксирующих устройств осуществляет рентгенлаборант (технолог), работающий на симуляторе. Лучевой терапевт



заполняет карту подготовки к лучевой терапии. В нее вносится информация о пациенте, вид используемых фиксирующих приспособлений, данные об укладке пациента, толщина среза определяется для объема сканирования и локализации опухоли. Лучевой терапевт осуществляет необходимую укладку пациента на столе симулятора. Важнейшим при этом является выбор вспомогательных приспособлений для иммобилизации (подголовников, подушек, валиков), применение индивидуальных фиксирующих устройств (термопластических масок, вакуумных мешков, матрасов), что указывается в карте подготовки. Топометрист наносит на кожу пациента метки по проекции лазеров: двух боковых, продольного и поперечного (аксиального), а также метку для референтной точки (наклеивает на кожу или на маску пластырь с точечной отметкой).

Референтной метки ставят на малоподвижные части тела:

- Опухоли головы и шеи - в проекции основного процесса;
- Опухоли грудной клетки - середина рукоятки грудины;
- Опухоли брюшной полости - середина мечевидного отростка;
- Опухоли таза - большой вертел или середина симфиза.

Топометрия на компьютерном томографе (КТ) для планирования лучевой терапии осуществляется совместно рентгенлаборантом симулятора и рентгенлаборантом компьютерного томографа на основе составленного врачами рентгенологом и лучевым терапевтом плана КТ-обследования. Рентгенлаборант симулятора доставляет на компьютерный томограф все приспособления (подголовники, фиксирующие устройства), необходимые для укладки больного, определенной в процессе первичной симуляции. При проведении предлучевой подготовки в условиях планирования возможна обрисовка объемов мишени, а также критических органов на 20–40 КТ-сканах. Шаг сканирования определяется в зависимости от конкретной клинической ситуации (при раке легкого - 0,7-1,0 см, опухолях головного мозга - 0,3-0,5 см, раке поджелудочной железы - 0,5 см, раке простаты - 0,3 см). При наличии жесткой системы фиксации шаг

сканирования может быть уменьшен (по усмотрению лечащего врача). Перед сканированием рентгенлаборант симулятора закрепляет на референтной метке точечную рентгенконтрастную метку и контролирует, что бы толщина среза при сканировании соответствовала необходимой. Врач лучевой терапевт может расширить объем КТ-исследования, например, добавить к исследованию грудной клетки исследование шеи, но не может его уменьшить, т. к. для расчета доз исследование должно полностью включать все зоны интереса. Если лучевой терапевт не расширил объем исследования, КТ проводится в соответствии со стандартами. После завершения сканирования рентгенлаборант передает данные на планирующую станцию. Оконтуривание объемов облучения и критических органов осуществляется лучевым терапевтом с привлечением, при необходимости, врача-рентгенолога. При планировании лучевого лечения проводится оконтуривание объемов облучения. Основные концепции, связанные с выделением объемов облучения, описаны в докладе Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям № 50 (ICRU Report 50: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. Bethesda, MD, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993), схема объемов облучения представлена на рис. 1.

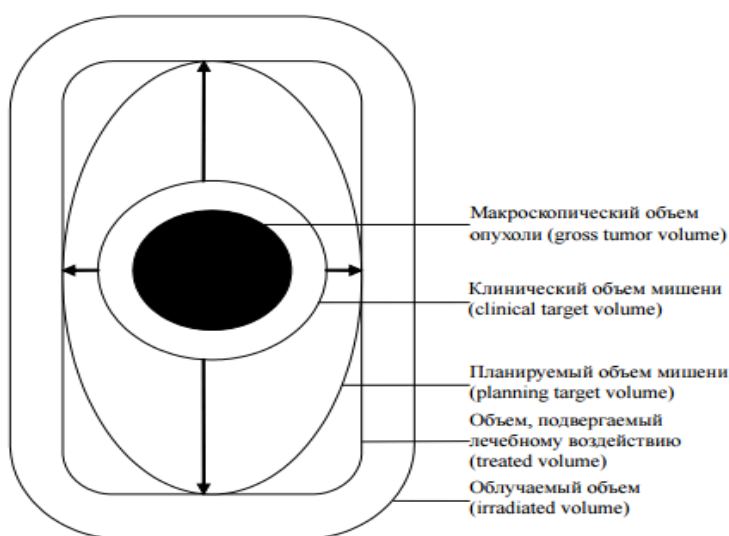


Рисунок 1 – Схема объемов облучения.

## 1.1. Определение объемов опухоли

Процесс определения объемов, которые необходимо облучить при лечении злокачественного новообразования, состоит из нескольких этапов:

- \* GTV (gross tumor volume) - макроскопический объем опухоли - представляет собой пальпируемый или визуализируемый объем опухоли. Как правило состоит из первичной опухоли и метастазов. Если опухоль была удалена хирургически, определить данный объем невозможно.

- \* CTV (clinical target volume) - клинический объем мишени - включает макроскопический объем опухоли и ткани, в которых имеется вероятность микроскопической опухолевой инвазии. Задается в послеоперационном курсе лучевой терапии.

- \* PTV (planning target volume) - планируемый объем мишени - включает клинический объем с добавлением объема облучения рассчитанного на физиологическую подвижность органов (желудок, простата, легкие, средостение), а также учетом погрешностей при укладке пациента. Это геометрическое понятие для наиболее подходящих размеров и конфигураций полей облучения.

- \* TV (treated volume) - объем, подвергаемый лечебному воздействию, - ограничен изодозной кривой, выбранной лучевым, в идеале соответствует PTV.

- \* IV (irradiated volume) - объем тканей, на которые подводится доза, оказывающая влияние на толерантность нормальных тканей.

Расчет дозного распределения в объеме тканей необходим для определения дозы, получаемой критическими органами. Выбор параметров облучения проводится с учетом толерантности окружающих тканей. Основная цель: захват PTV высокой однородной дозой, с геометрией изодозы повторяющей PTV. Необходимо подчеркнуть, что дистанционная конформная ЛТ не предполагает применения маленьких, узких полей облучения, для этого используются другие методы лучевой терапии.

План облучения создается медицинским физиком, который создает несколько конечных вариантов облучения, после чего выводит гистограммы для каждого плана. Далее совместно с лучевым терапевтом выбирается оптимальный план, при котором доза на опухоль не менее 95%, а на критические органы задеты минимально.

Радиотерапевт проверяет план, если DVH соответствует его требованиям, то план утверждается, и согласовывается с заведующий отделением. Повторная симуляция осуществляется рентгенологом, лучевым терапевтом, рентгенлаборантом в присутствии медицинского физика в соответствии с готовым планом лучевого лечения. На этом этапе выполняются симуляционные снимки, которые хранятся в архиве в электронном виде и документируют правильность выполнения процедуры подготовки к ЛТ. Первый сеанс облучения осуществляется обязательно в присутствии лучевого терапевта и медицинского физика. Учитывая трудоемкость и сложность укладок, в данном процессе должны быть задействованы как минимум два лаборанта. Заключительным этапом предлучевой подготовки на тело пациента наносится специальная разметка, которая должна сохраняться в течение всего периода лечения и помогать лучевому терапевту более прицельно облучить конкретное новообразование. После проведения предлучевой подготовки и топометрии пациент отправляется в процедурный кабинет.

## **1.2. Принципы получения рентгеновского изображения**

Получение рентгеновского изображения основано на ослаблении рентгеновского излучения при прохождении через различные структуры и его регистрации на рентгеночувствительную плёнку. При прохождении через разные плотности пучок рассеивается и тормозится, поэтому на пленке формируется изображение с различной степенью интенсивности. Получается усреднённое, суммационное изображение всех тканей (тень).

Регистрация излучения так же может проводиться на цифровую кассету с электронной матрицей. При этом изображение можно просмотреть на мониторе и сохранить в базе данных.

При диагностической рентгенографии целесообразно получение не менее двух проекций объекта, т.к. рентгенограмма - плоское изображение трёхмерного объекта, а локализацию патологического очага возможно установить только с помощью нескольких проекций.

Качество полученного снимка определяется тремя параметрами. Напряжением рентгеновской трубки, силой тока и временем экспозиции. Эти параметры существенно изменяются для каждого пациента индивидуально. Качество выполняемых снимков во многом зависит от способности рентгенолаборанта адекватно подобрать режим съемки к конкретному пациенту.

## **1.3. Принципы получения КТ изображения**

Компьютерная томография - метод неразрушающего послойного исследования внутреннего строения предмета, основан на сложной компьютерной обработке разности ослабления рентгеновского излучения множества рентгенограмм, полученных съемкой по спирали. Физическая основа метода - экспоненциальный закон ослабления излучения.

## **1.4. Шкала Хаунсфилда**

Для количественной и визуальной оценки структур используется шкала ослабления рентгеновского излучения, получившая название шкалы Хаунсфилда – изменение градиента чёрно-белого спектра. Диапазон единиц шкалы составляет от  $-1020$  до  $+3070$ . Средний показатель  $0$  HU - плотность воды, отрицательные величины шкалы - воздух и жировая ткань, положительные - мягким тканям, костной ткани и более плотному веществу (металл). Воздух -  $1000$  HU, жир  $-120$  HU, вода  $1$  HU, мягкие ткани  $+40$  HU, кости  $+400+$  HU.

Отметим, что «рентгеновская плотность» - усредненное значение поглощения излучения тканью; при оценке структуры измерение не всегда позволяет утверждать, какая ткань визуализируется.

Компьютерный монитор отображает до  $256$  оттенков серого цвета, специализированные мониторы - до  $1024$  оттенков. В связи с чем, в реальной жизни используется программный перерасчет серого градиента, где изменение центра окна можно сравнить с изменением яркости.

Для регистрации рентгеновского излучения используются чувствительные детекторы, с обширным пакетом программного обеспечения.

Построение изображения сводится к решению системы линейных уравнений, для решения которых разработаны специализированные методы параллельных вычислений.

## **1.5. Поколения компьютерных томографов**

С увеличением количества детекторов появился прогресс КТ-томографов. Первые аппараты были пошаговыми, с одной трубкой на против детектора. Второе поколение использовало веерный тип конструкции нескольких детекторов напротив одной рентгеновской трубки. Третье поколение ввело понятие спиральной компьютерной томографии, где трубка и детекторы

синхронно делали полное вращение с добавлением сдвига стола, что значительно уменьшило время исследования. Четвертое поколение увеличило количество детекторов и люминесцентных датчиков, расположенных по всему кольцу гентри, однако вращается лишь рентгеновская трубка, за счет этого время обработки и реконструкций изображений заметно уменьшилось

Спиральное сканирование получается при непрерывном вращении рентгеновской трубки вокруг пациента и движении стола, такая технология позволила уменьшить время и лучевую нагрузку на пациента.

### **1.6. Принципы получения МРТ изображения**

Магнитно-резонансная томография (МРТ) - способ получения томографических медицинских изображений для исследования внутренних органов и тканей пациента. Метод основан на явление ядерного магнитного резонанса с измерением электромагнитного отклика водорода, за счет возбуждения его определённым сочетанием электромагнитных волн в постоянном магнитном поле высокой напряжённости.

Ядро водорода состоит из одного протона, имеющего магнитный момент (спин) меняющий пространственную ориентацию в мощном магнитном поле, и внешних радиочастотных импульсах, подаваемых на специфической резонансной частоте. На основе спинов, которые могут находиться в двух противоположных фазах можно установить, в каких именно тканях находится атом водорода. Также могут использоваться МР-контрасты на базе гадолиния и оксидов железа.

Магнитный момент протона помещенный во внешнее магнитное поле, может быть сонаправлен или противоположно направлен магнитному полю, причём во втором случае его энергия будет выше. Системой регистрируется выделение энергии во время релаксации предварительно возбужденных протонов.

Современные томографы оснащены источниками сильного магнитного поля - электромагниты от 1-3 Тл до 9,4 Тл. При этом применяются сверхпроводящие электромагниты, работающие в жидком гелии.

Четкость изображения зависит от настройки томографа. Градиентные катушки предназначены для определения сигнала в пространстве. Они обеспечивает локализацию сигнала и точное соотношение данных. Действие градиента обеспечивает селективное возбуждение протонов в нужной области. От этого зависит разрешающая способность, быстродействие и соотношение сигнал - шум.

Современные технологии обусловили возникновение виртуальной эндоскопии. Такой метод нашёл применение в ангиологии и онкологии.

Результаты всего исследования сохраняются в формате DICOM и могут быть переданы пациенту или использованы для исследования динамики лечения.



## 2. Способы планирования внутрисполостной и внутритканевой лучевой терапии

Корректный расчет дозовых распределений возможен при точном определении расположения источника. При небольших расстояниях на дозовое распределение оказывает влияние закон обратных квадратов. Визуализация источников проводится несколькими методами: ортогональные или стереосдвинутые рентгеновские снимки; изоцентррические изображения с «С-дуги»; УЗИ; КТ или МРТ – топометрия.

В компьютерных системах предназначенных для проведения брахитерапии заложены алгоритмы автоматического определения координат источников.

Основные алгоритмы - модель линейного и точечного источника. С использованием двумерных таблиц, предварительно рассчитанных для стандартной длины источника, и суммированием вкладов от каждого источника проводится расчет распределения. Чаще используется формализм TG-43 для линейных источников, к.т. будет рассмотрен позднее.

В общем случае на экран выводится двумерное или трехмерное распределение изодозы, мишень и локализация источников. Трехмерный расчет дозы позволяет улучшить анализ распределения по покрытию объема мишени и дозовой нагрузки на критические органы.

Поскольку одной из задач, является введение в эксплуатацию внутрисполостной лучевой терапии, далее рассмотрим этот метод более подробно. Прежде всего выбор метода облучения определяется его дозиметрической характеристикой. Брахитерапия характеризуется резким падением величины дозы на расстояниях вблизи источника.

При внутрисполостной гамма терапии злокачественных новообразований пищевода, мочевого пузыря, шейки матки, прямой кишки и других полостных органов используется  $Ra^{226}$ ,  $Co^{60}$ , цезий в виде линейных и объемных источников

излучения. Линейный источник может быть изготовлен из цилиндрических препаратов. Источник в форме цилиндра может располагаться в одну линию в твердом резиновом зонде, или перемещаться в аппликаторе заданной формы по заданной программе с помощью системы.

Активность источника проверяется ежегодно. Активная длина облучения устанавливается в зависимости от размеров опухоли и должна превышать ее на 1,5 см с обоих краев. Применяется при внутриместной гамма терапии рака пищевода, прямой кишки, шейки матки.

При внутриместной  $\beta$ -терапии применяются коллоидные растворы  $\text{Au}^{198}$  и  $\text{J}^{90}$ . Однако малая проникающая способность  $\beta$  - частиц ограничивает показание к применению этих изотопов. Коллоидные растворы могут вводиться в мочевой пузырь, брюшную и плевральную полость и через 3,5-4 часа удаляются.

В брюшную полость раствор радиоактивного  $\text{Au}$  вводится с профилактической целью для воздействия на возможную диссеминацию после проведения операционного вмешательства. Кроме того, раствор  $\text{Au}^{198}$  применяется при канкрозных асцитах с паллиативной целью. Короткий период полураспада (2,7 дня или 65 часов) позволяет без риска побочного лучевого воздействия проводить терапию.

Внутритканевым способом лучевой терапии называют метод, когда источник находится внутри ткани опухоли.

Внутритканевая гамма терапия показана при опухолях подвижных органов (рак нижней губы, языка, молочной железы, наружных половых органов) или при опухолях, требующих локального облучения (рак внутреннего угла глаза, века). Для проведения внутритканевой гамма терапии используются радиоактивные гамма излучающие препараты  $\text{Ra}$ ,  $\text{Co}$ ,  $\text{Cs}$  в форме игл, цилиндров или гранул.

Разновидностью внутритканевого облучения является интраоперационный метод - образование доступа к опухоли и облучение

радиоактивными веществами локализуют опухоль после ее удаления. Интраоперационный метод можно применять при различных локализациях опухолевого процесса I и II стадии, но без наличия отдаленных метастазов.

При интраоперационном методе лечения применяются как гамма, так и  $\beta$  - излучатели. Для лечения воспалительных процессов и злокачественных новообразований кожи и слизистой оболочки радиоактивные препараты располагают непосредственно на поверхности патологического очага, или на расстоянии не более 0,5-1,5 см.

Аппликационная  $\beta$ -терапия применяется при лечении процессов, распространяющихся в поверхностных слоях кожи и слизистой оболочки (капиллярные ангиомы, гиперкератозы, лейкоплакии, нейродермиты, эрозии). Лечение проводится в виде курса, из 6-9 сеансов облучения. В результате лечения обычно уменьшается воспалительный процесс, инфильтрация кожи ослабевает и исчезает зуд.

Аппликационная гамма терапия показана при опухолях кожи и слизистой оболочки, рецидивах и метастазах в коже и подкожной клетчатке. Радиоактивные препараты помещают в муляж, к.т. изготавливается из смеси воска и парафина. Пластина из этой массы толщиной в 0,5-1,0 см разогревается в горячей воде (до 40°) и когда становится мягкой, накладывается на поверхность, подлежащую облучению. Чтобы поверхность излучения точно соответствовала патологическому очагу, ее очерчивают фуксином, после чего на муляже остается отпечаток контуров области, подлежащей облучению. Внутри этого контура укладываются радиоактивные препараты. Аппликационная гамма терапия может проводиться путем непрерывного или фракционного облучения.

Необходимо отметить еще один метод лучевой терапии, основанный на тропности к тканям или органам различных радиоактивных препаратов. Радиоактивные препараты вводятся внутривенно или внутриартериально.

Для внутриартериальной терапии применяются коллоидные растворы Р, J, Au. Радиоактивный  $Au^{198}$  применяется при лечении лейкозов. При

необходимости повторный курс проводится через 4-6 месяцев, причем вводится 1/2 или 1/3 первоначальной дозы.

Радиоактивный  $J^{131}$  применяется при гипертиреозах, рецидивах, раке щитовидной железы. Внутреннее облучение ограничивается воздействием на клетки щитовидной железы, не повреждая окружающие ткани. При лечении тиреотоксикоза в течение 1,5-2 месяцев больной должен исключить из еды продукты, содержащие йод и не принимать йодистые препараты. Необходимое для лечения количество  $J$  можно применить одномоментно или дробно. При раке щитовидной железы с целью уменьшения митотической активности клеток за 2-3 недели до операции назначается шести кратная разовая доза. После радикальной операции назначается  $J^{131}$  в разовой дозе каждые три недели до суммарной дозы.

Каждый из рассмотренных методов лучевой терапии имеет свои достоинства и недостатки. При дистанционном облучении облучается большой объем здоровых тканей, регенераторная способность которых значительно уменьшается.

Контактные методы облучения создают более благоприятное соотношение в дозах. Однако, при опухолях, распространяющихся на большую глубину, применение контактных методов будет менее эффективным. Поэтому, для более рационального облучения необходимо сочетать дистанционное облучение с одним из контактных методов. Такой способ лечения получил название сочетанного метода лучевой терапии.

### **3. Оборудование для проведения контактной лучевой терапии**

Учитывая задачи Томского областного онкологического диспансера, а также оборудование, которым располагает центр, в добавление к методу дистанционной лучевой терапии, выбраны методы внутриполостной и внутритканевой лучевой терапии, реализуемые аппаратом Multisource HDR и системой планирования HDR plus.

Оснащение радиологического отделения для проведения брахитерапии:

- . Аппарат для контактной лучевой терапии «MultiSource HDR»;
- . Компьютерный томограф «Toshiba»;
- . Магнитно-резонансный томограф «SIEMENS»;
- . Рентгеновский аппарат визуализации контактной лучевой терапии «С-ДУГА».

Для обеспечения качественного лечения в радиологическом отделении используются:

- . Системы планирования и 3d топометрии «XIO»;
- . Система планирования и 3d топометрии «HDR plus»;
- . Современные системы иммобилизации пациентов «Civco»;

### 3.1. Аппарат MultiSource HDR.

MultiSource HDR - гамма-установка, работающая по принципу последовательного автоматического введения источников, предназначена для применения во всем спектре контактной лучевой терапии. Наряду с широко распространенным источником Ir-192, установка MultiSource HDR может использовать источник Co-60.

Аппарат MultiSource HDR является 20-ти канальной системой последовательного автоматического введения источников. Система комплектуется широким спектром аппликаторов и катетеров, включает в себя инновационное программное обеспечение с удобным интерфейсом, а так же уникальную систему безопасности для реализации различных методик брахитерапии: внутримолостной, внутримосветной, внутримканевой, поверхностной, интраоперационной. Аппарат является безопасным, точным и в тоже время рентабельным и комфортным в использовании.

Миниатюрный источник Co-60 и преимущества его использования:

- . Главное преимущество использования источника Co-60 - его больший период полураспада (5,27 лет) а, соответственно, больший срок службы без перезарядки, что позволяет добиться значительной экономии средств.

- . Высокая радиационная и механическая стойкость капсулы гарантирует работу не менее 5 лет без перезарядки (или 100 тысяч рабочих циклов).

Таким образом, решая клинические задачи на том же уровне, что и аппараты с источником Ir-192, установка MultiSource HDR с источником Co-60 позволит лечебному учреждению в 5-ти летней перспективе добиться экономии средств до \$ 300,000.

- Миниатюрный источник Co-60, также как и Ir-192, может быть использован с универсальными аппликаторами. При условии практически идентичных клинических параметров двух источников, Co-60 отличается высокой экономической эффективностью. Кроме того, из-за более простого

спектра и энергии излучения дозовые распределения Co-60 получаются более "гладкими", на них меньше сказывается гетерогенность среды (включая металлические детали аппликаторов).

### **3.2. Характеристики консоли управления.**

- . Данные из планирующей системы HDRplus импортируются через сеть или из внешнего носителя;
- . Автоматическое регулирование времени процедуры лечения;
- . Мониторинг процесса лечения;
- . Программирование и редактирование перемещения источника;
- . Синхронизация электронных таймеров и единиц времени;
- . Регистрация и экспорт данных о процедуре, распечатка отчета;
- . Вывод функций помощи пользователю на экран;
- . Допустимое количество точек стояния источника равно 100 на длине аппликатора равной 600 мм, минимальный шаг 1 мм.

### **3.3. Система безопасности.**

- . Уникальная система универсального аппликатора для безопасного и комфортабельного лечения;
- . Интегрированная система калибровки для легкой и точной ежедневной проверки;
- . Система аварийного бесперебойного (аккумуляторного) питания для быстрого возвращения источника в исходное положение в случае перебоя в питании;
- . Ручное возвращение источника в случае нештатной ситуации;
- . Системы мониторинга времени лечения и положения источника;

-. Специально разработанное хранилище из вольфрамового сплава для Co-60 и Ir-192.

### 3.4. Description of the installation MultiSource.

The automatic remote control setting is designed for the use in brachytherapy with a high dose rate. The device is used for intracavitary, interstitial, intraluminal and intraoperative therapy, as well as surface irradiation of tumors.

The unit is certified in accordance with the medical product directive 93/42 / EEC and meets its basic requirements. In accordance with the product directive for medical use, 93/42 / EEC, Class IIb was assigned to the facility. Installation does not have a protection against penetration of liquids. Use of the system near explosive or flammable gases is prohibited. This also applies to rooms in which the oxygen concentration exceeds 21%.

The system consists of the following components: installation, control and display elements, external signaling equipment and safety equipment, accessories (applicators, treatment planning software, shipping container, emergency container, room monitoring system).

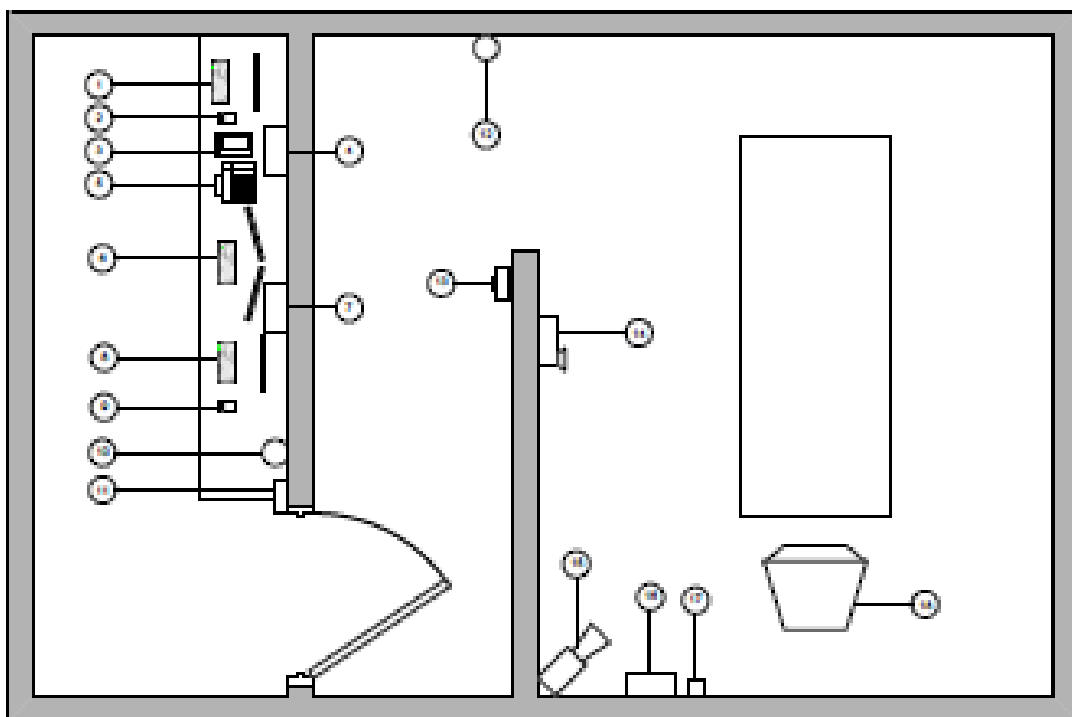




Fig. 3.1. The spatial location of the MultiSource HDR.

1 - monitor; 2 - Two-way communication control panel; 3 – scanner; 4 - junction box in the control room; 5 – printer; 6 - planning computer (treatment planning system); 7 - measuring device – dosimeter; 8 – computer; 9 - control panel start-stop; 10 - signal column 1; 11 - safety door relay procedural; 12 - signal column 2; 13 - emergency stop button; 14 - two-sided system; 15 – camera; 16 - junction box in the procedural; 17 - measuring sensor; 18 - installation in the procedural.

The radioactive and idle source are driven by two stepping motors, independent of each other. The drive systems can be calibrated with the specified calibration track. Before each treatment procedure, a blank source is introduced into individual channels. This allows you to check the patency of the channel and attach the desired applicator.

The channel multiplier allows the use of 20 applicators. It has guide tubes in front of the output channels of an idle or radioactive source.

Depending on the isotope used, the system uses a cobalt or iridium source (Co-60; Ir-192). Both types are certified as a "radioactive substance of a particular form".

### **3.5. Security system.**

The radioactive source is located inside the shielding shell. Depending on the isotope used, the shielding shell consists of a heavy steel structure with cast lead (Ir-192) or tungsten (Co-60). The working height of the installation can be set (using the motor) between 800 and 1100 mm on the control panel of the installation. The unit is equipped with a dosimeter for dosimetry in-vivo (manufactured by PTW). A 1-channel bladder sensor and a 5-channel rectal sensor can be attached to the dosimeter. The measured values are estimated in a dosimeter and transferred to a computer. A variety of different means of protection and monitoring functions and, if necessary, termination of the treatment procedure are built into the system.

The radiation detector built into the unit detects the presence of radiation. A continuous verification of the plausibility with respect to the position of the source and

the measured radiation is carried out. In case of inconsistent results, the corresponding error messages are displayed on the computer. As an additional external protection, Eckert & Ziegler BEBIG GmbH recommends the installation of independent external monitoring systems for rooms to monitor radiation and the patient.

The sensor in the procedural meter measures the background radiation and transmits the result to the radiation monitor outside the procedural area. Signal columns inform about the presence of radiation in the procedural room. If the door to the treatment room is opened during the treatment procedure, a beeping sound is heard. In case of a power failure, the system continues to work for some more time.

For monitoring the patient, a camera installed in the procedural room and a monitor in the control room are used. With the help of a two-way communication system, the personnel in the control room can communicate with the patient.

A computer with user software monitors the correct functioning of the installation. During the procedure, the timer controls the correct processing by setting the irradiation intervals. If the user software detects a time difference > 1.5 seconds, the procedure will immediately stop. Another timer controls the total irradiation time within the channel. If the user software detects a time difference > 3 seconds with this timer, the procedure will also stop immediately.

Procedures can be interrupted at any time by pressing one of the EMERGENCY STOP buttons. Emergency shutdown buttons are installed on the control panel of the installation, as well as at the entrance to the procedural room. After pressing the emergency shutdown button, the source moves back to the safe.

### **3.6. Calibration of the internal dosimeter.**

The sensors must be calibrated every working day before use. To calibrate the dosimeter, use the AL-calibration phantom T9193 (Fig.3.2). Both semiconductor sensors are connected to the unit and inserted into the calibration phantom using appropriate adapters (AL adapter for the T9112 rectal sensor and bladder sensor T9111

or T9113). To place the source in the center position, the LAR01-01 intrauterine tube is placed in the phantom calibration with the appropriate adapter (AL adapter for the LAR01-01 remote applicator) and connected to channel 1 of the channel multiplier via the guide tube LAA1000-RU or LAA1400-RU.

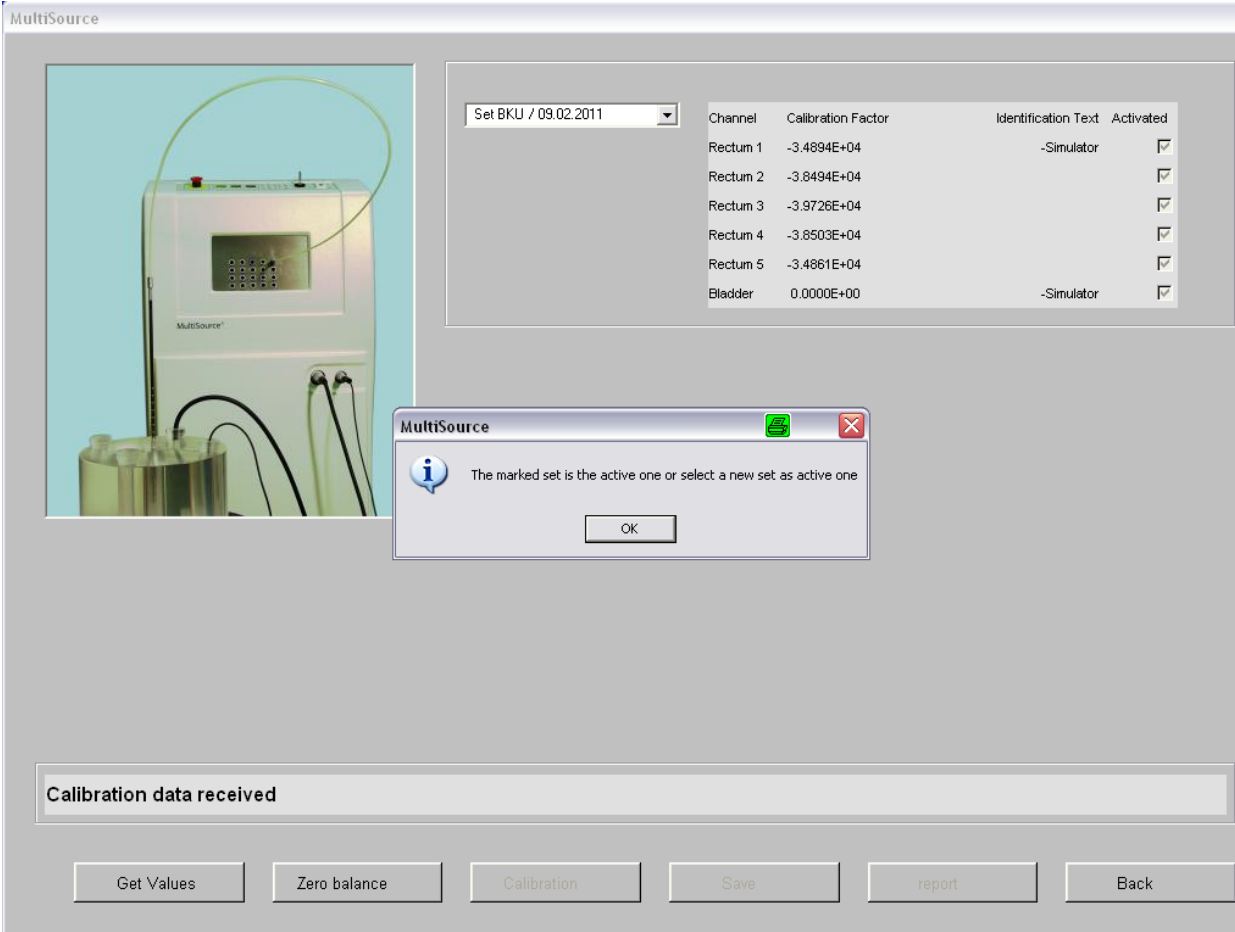


Fig. 3.2. Calibration of the dosimeter.

To read and display the data stored in the dosimeter, click the get values button. Confirm the message text is active The marked set is active or select the new set as active (click the OK button to select the new set as the active one). The dosimeter can store data for five configurations of semiconductor sensors (sets). The last used set is defined as active. If you do not want to use the last used set, select and activate another set in the drop-down menu. After selecting and confirming the set of semiconductor sensors, press the zero balance button. A zero balance measures interference, such as background radiation, and compensates if necessary. To start the

calibration of the dosimeter, press the calibration button. In the dialog that appears, select the desired handset and confirm with OK. Then press the start button on the control panel "Start - Stop" when you receive the appropriate instruction. When the source reaches the measurement points, two measurements are made to measure the power absorbed by the water dose of radiation at the sensor measuring point. After taking measurements, the source moves back to the safe.

The calibration factors for individual sensors are calculated from the measured value for the current sensor and the known dose rate of the source radiation and displayed in the lower window. If the intrinsic radiation dose rate measurements were performed with a calibration phantom, the corresponding measured value can be entered into the line of the measured dose rate. Calibration factors are automatically recalculated. You can enter your own description in the description line of the set (description of set). To save the newly calculated calibration factors, click the save button. Click the report button to print the calibration factors. Press the back button to return to the main menu.

After the applicators are inserted into or attached to the patient, their guide tubes must be connected to the installation. Observe the following rules: Route the guide tubes in a straight line as far as possible. Bends lead to errors when positioning the source (Fig. 3.3). Do not pull the guide tubes. The tension leads to errors when positioning the applicators. Do not bend or compress the guide tubes. This will lead to blockage of the guide tubes. The connectors must be clearly fixed in the slots of the channel multiplier.

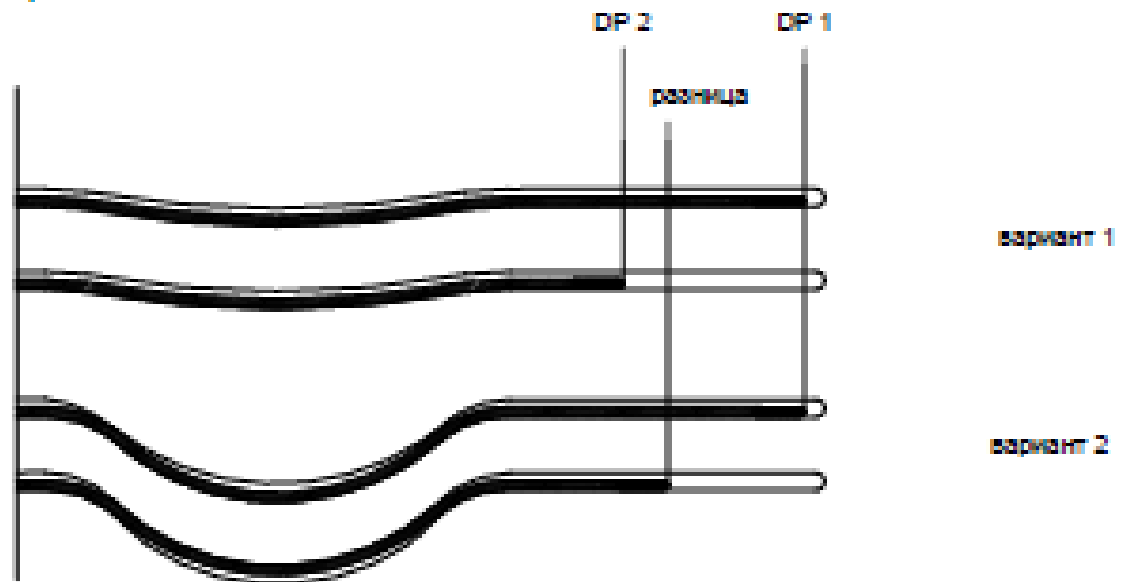


Рис. 16. Позиционирование источника

Fig. 3.3 schematically shows the problem. If the guide tubes are laid almost straight (option 1), the source is positioned correctly. In contrast, the sagging guide tubes give a deflection when positioning the source. Moving to the first point of the source position remains accurate. Deviations can occur when moving to the second point of the source position. The distance between the source 1 position point (DP1) and the source position point 2 (DP2) is less. The source 2 position point (DP2) moves towards the source 1 position point (DP1) (in Figure 16 is indicated as a difference). The relative distance between the source 2 position point (DP2) and the source 3 position point, as well as all subsequent source position points, is not affected; But all subsequent source position points are shifted to the source 1 position point (DP1) by a distance equal to the final difference. The resulting error can be expressed as a significant value. If the installation is shifted by 15 cm towards the place of application compared to pipes laid straight, the deviation may be 2-3 mm.

The reason can be seen in the reverse rollback, as shown in option 2. At source 1 (DP1), the source is positioned correctly. The source wire is located next to the bottom wall of the guide tube. The deviation occurs when positioning at the source 2 position point (DP2). The motion of the drive systems does not directly lead to the movement of the source, since first it is necessary to remove the lumen from the tube

system. The source does not move until the source wire is near the top wall of the guide tube (the bottom image is option 2).

### **3.7. The procedure of treatment.**

After selecting the Treatment administration tab, the following functions will be available in the main menu: import of patient treatment data, selection and acceptance of imported patients and fractions, procedure, report printing, removal of patient treatment data.

With the Import function, the HDRplus planning files can be imported from any drive. Make sure that there are no more than 50 planning files in the import directory. The names of the planning files can consist of letters, numbers, spaces, commas and parentheses only. Special symbols, such as &, \$, #, etc., are prohibited. To load the planning files, click the Import button. During import, the planning files are always read from the last used drive.

Positioning the MultiSource source. The position of the source in the system refers to point C. With respect to point C, applications can be irradiated at a distance of 600 mm. In this range, a maximum of 100 source position points with a minimum gap of 1 mm can be set (Figure 3.4.). Point A is the outer tip of the applicator. Point C is the distal end of the active granule (= distal end of the x-ray marker). Measurement L - minimum distance from the applicator wall (inside) to the source (outside). Measurement S is the wall thickness of the source. Measurement x - the result of the measurement depends on the geometric configuration of the application used.

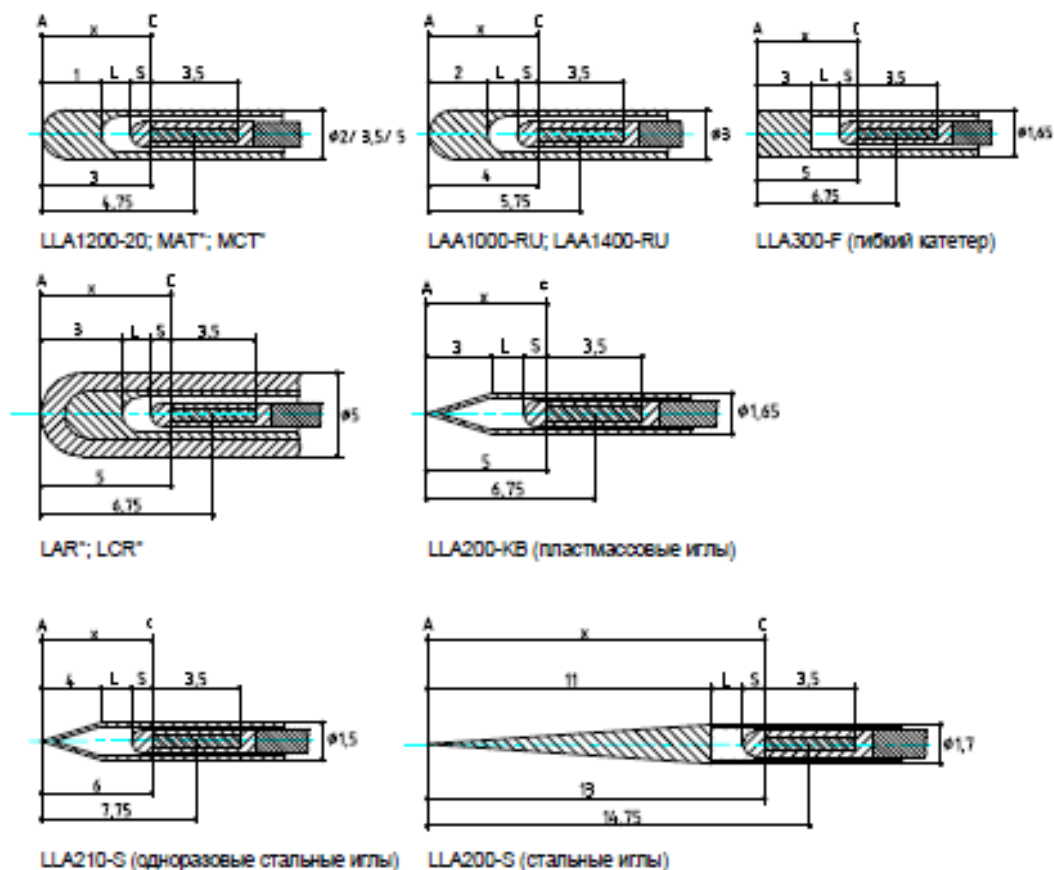


Рис. 22. Типы аппликаторов

If several fractions were imported for the patient, you must select the smallest fraction number. If the next fraction number is not selected in the sequence, you will be asked if you want to perform the procedure. If the answer is YES (YES), the irradiation will be carried out by a fraction with a higher number. Once the lower fraction with the "scheduled" status is selected to treat the patient by double-clicking, various distributions and settings will be available for verification and, if necessary, changes in addition to starting the procedure. The list shows the planned channels with the corresponding applicators, including the guide tubes. When you click on the applicator, the right mouse button displays a list of alternative guide tubes that can be used for this applicator. Using blue dots with a black rim in the Channel Multiplier field, you can check the distribution of applicators between channels. Responsible persons (physiotherapist, operator, physician and dosimetrist) are assigned automatically together with planning data.

The factory setting does not require the use of an internal dosimeter. When using the dosimeter, click Yes in the dosimeter field. The maximum dose for the bladder sensor and rectal sensor can be set and entered. If these setpoints are exceeded during the procedure, a message is displayed. The procedure does not end automatically. If the irradiation using the dosimeter was interrupted, when the interrupted irradiation is resumed, you must activate the dosimeter again. After selecting and confirming the settings, the procedure can begin. To do this, click on the Carry out button. If more than 20 channels are to be irradiated, a message will appear that part 1 of the treatment plan, consisting of two parts, has been selected. Confirm the message by pressing OK to start irradiating part 1.

After pressing the start button on the "Start-Stop" control panel, the idle source sequentially enters the scheduled channels. The blank source passes the entire length of the application. Channels are transmitted, starting with the largest number, in descending order of numbers. A blank source checks each channel for its patency and correct length. If the length of one of the tested applicators lies outside the tolerance range of  $\pm 8$  mm, an error message is displayed. The reason may be that the planned and used applicators do not match or the wrong guide tube has been selected. The measured lengths of the applicators are saved and used for subsequent positioning of the source. After the idle source has successfully verified the channels, a radioactive source is advancing. Channels are transmitted starting with the lowest number, towards of increasing numbers. The computer displays the progress of the procedure. Color conventions in the fields Channel Multiplier and Position Indicator display the progress of the procedure. It is also listed in the status line. If you select the appropriate channel (applicator) with the right mouse button, the Channel Multiplier and the Position Indicator fields show the irradiation intervals of the individual positions of the procedure. The irradiation intervals not placed in the window can be displayed using the arrow keys (on the keyboard). The estimated time [hh: mm: ss, s] is always shown as preset, past and remaining.



Under Time for dwell point, the interval for the exposure of the source at the current position of the procedure is displayed. Under the heading "Time for channel", the exposure time of all the procedural positions inside the channel being irradiated is displayed. This includes the time it takes to move the source from one location to another. The procedure ends when there are deviations in the operation of the timer. Under the heading Time for irradiation, the irradiation time of all channels to be irradiated is displayed. Time of extension and time of the source rollback from the safe to the position for the transition under the heading "Transit time".

For a two-part treatment plan, the irradiation time for channels 1 to 20 is displayed under the heading Time for irradiation to irradiate part 1. To irradiate part 2, the irradiation time for channels 20 to a maximum of 40 is displayed under the heading Time For irradiation (Time for irradiation).

The source moves to the first position of the channel procedure with the smallest number. The position indicator changes from blue to blue and then to yellow. After the expiration of the irradiation interval in the first position of the procedure, the source moves to the next position of the procedure. The position indicator for the first position of the procedure changes color from yellow to green. Under the heading Time for dwell point, the next position of the procedure is shown under the heading Position / mm, and the new irradiation interval is shown under the heading Set time. After the source has irradiated all planned procedures for the canal procedure, it returns to the safe.

Moving the source from the safe to the procedure and vice versa leads to an additional radiation effect on the patient. This is especially important when using a large number of channels or frequently interrupting the current procedure.

The additional effect of radiation on the patient, that is, the total expected dose when moving the source, should be determined and taken into account when calculating the total dose, if necessary. It can be estimated using the set of formulas TG43 and dosimetric parameter TG43. It is necessary to take into account the total

transition time for extension and rollback, the current dose rate for the source and the average distance to the procedure.

The time of the transfer of the source from the safe to the tip of the applicator (LAA1400-RU) is about 8 seconds. The transition time for the extension and pullback of the source varies depending on the position of the procedure and the length of the applicator. The cumulative transition time is listed under the heading transit time.

#### **4. Описание системы планирования HDRplus.**

Программный продукт HDRplus представляет собой систему планирования радиационной терапии, предназначенный для осуществления планирования высокодозной и пульсационной брахитерапии в сочетании с соответствующим устройством введения радиоактивного препарата. Использование данного программного пакета позволяет проводить исследования на основании одной или двух совмещенных последовательностей изображений, изоцентрических ортогональных или полуортогональных рентгеновских пленок, неизоцентрических рентгеновских пленок с использованием реконструкционного куба Resco-Vox или вовсе без изображений.

При запуске нового исследования вначале необходимо ввести общие данные пациента и исследования.

Для планирования на основе изображений требуется их загрузка в исследование с помощью одного из нескольких доступных методов (сканер, система захвата видеокадров, сетевая поддержка передачи файлов DICOM или загрузка файлов с носителя данных, т.е. CD, DVD, флэш-карты и т.д.).

Следующим этапом является построение контуров планируемого целевого объема и органов риска, а также автоматическая генерация точек с описанием дозы для последовательностей изображений или размещение групп точек контроля дозы с помощью мыши на планах, основанных на ортогональных изображениях. Далее реконструкция аппликаторов, для исследований, основанных на последовательностях изображений. После редактирования требуемых ограничений по дозе для различных групп точек может быть проведено автоматическое вычисление времени выдержки.

Результаты процесса планирования можно просмотреть в двумерном и трехмерном виде. Возможна проверка каждого среза изображения, а также просмотр стандартных видов: сагитального, коронального и поперечного.

При трехмерном отображении можно видеть все оконтуренные органы, аппликаторы, точки контроля дозы в любой ориентации под различными углами. Также можно включить отображение поверхностей изодоз для заданных значений дозы. Благодаря свойству выбора кодового цвета для поверхности изодоз, текущие уровни доз могут быть отмечены цветами на поверхностях структур.

Для оценки результатов планирования программа HDRplus вычисляет и отображает различные гистограммы доза-объем (ГДО) (кумулятивная и дифференциальная), а также гистограммы различных параметров, таких как Dxx, Dcsm, Vxx, COIN и т.д.

После завершения планирования требуется проведение тщательной проверки отчета. Исследование должно быть сохранено в архиве для использования в будущем. Для открытия сохраненных исследований можно использовать менеджер пациентов.

Использование оборудования высочайшего качества для ультразвукового, КТ, рентгеновского и МР-обследования обеспечивает получение наилучших результатов исследований. Перед использованием изображений для создания нового исследования необходимо проверить работоспособность и точность оборудования для получения изображений. Кроме того, следует убедиться в клинической точности и полноте используемых изображений.

#### **4.1. Список функциональных возможностей.**

- Возможность получать изображения с помощью захвата кадров в реальном времени, пленочного сканера TWAIN, сети DICOM 3.0 TCP/IP, карты памяти USB, CD, DVD и т.д.
- Для формата DICOM и сканированных изображений поддерживается 16-битный цвет.

- Поддерживаются до 20 форматов файлов изображений: DICOM 3.0, BMP, JPEG, TIFF, GIF, PNG и т.д.
- Планирование на основе последовательности изображений с совмещением (т.е. планирование, основанное на последовательностях изображений, полученных различными способами) из 2 последовательностей, каждая из которых содержит до 768 изображений.
- Слияние изображений для различных скошенных углов сканирования и смещением между последовательностями изображений, полученных с помощью различных способов: ультразвуковое исследование, томография на основе позитронной эмиссии (ПЭТ), магнитно-резонансная томография (МРТ) или компьютерная томография (КТ).
- Ортогональная и полуортогональная реконструкция на основе изоцентрических рентгеновских снимков (до 4 изображений), выполненных под разными углами (Reso Vox).
- Неизоцентрическая реконструкция на основе рентгеновских пленок, полученных с использованием реконструкционного куба.
- Редактирование аппликаторов, контрольных точек, изодоз и т.д. на произвольно определяемых пользователем наклонных плоскостях доз, показывающих распределение дозы в трех ортогональных проекциях относительно аппликатора.
- Простое позиционирование аппликаторов с помощью щелчка мышью.
- Простое ручное оконтуривание анатомических структур с помощью компьютерной мыши.
- Интерполяция недостроенных контуров на промежуточные плоскости изображения.
- Вычисление дозы с учетом защитного экрана аппликатора.

- Автоматическое вычисление времени выдержек, превосходящее по точности ручное задание.
- Доступна оптимизация точек контроля геометрии и дозы.
- Коллекция предустановленных сценариев аппликаторов, точек выдержки и контрольных точек, с возможностью конфигурирования пользователем.
- Автоматическое размещение точек контроля дозы, связанных с контурами или аппликаторами.
- Алгоритмы и данные для распространенных типов источников включены в программу и могут быть легко добавлены с помощью встроенного редактора источников.
- Ориентированное на форму кривых изодозы редактирование времени выдержек с помощью мыши.
- Графическое редактирование времени выдержек.
- Соответствие действующим рекомендациям AAPM TG-43 от марта 2004 г. Применяется точное моделирование точечных и линейных источников с анизотропией источника. Вычисление фактических доз с учетом анизотропии источника, а также влияния аппликатора и защитного экрана.
- Установка предписанной дозы для одиночной точки контроля дозы или средней дозы для группы контрольных точек.
- Вычисление изодоз в реальном времени во время редактирования положения точек выдержки.
- Немедленное вычисление локальной дозы в позиции курсора.
- 3D-отображение изодоз и аппликаторов, 3D-отображение поверхности органов на основе построенных вручную контуров.
- Всесторонний цветной отчет, содержащий до 50 страниц формата "Letter", включая: данные об источниках, данные пациента, точки выдержки

аппликатора, изодозы, кумулятивная, дифференциальная и "натуральная" гистограммы доза-объем и т.д. Возможен просмотр отчета перед распечаткой.

- Настраиваемые пользователем параметры гистограммы, (D90, V100 и т.д.) на орган или структуру.

- Предупреждения о несоответствии дозы заданным параметрам (визуальные и акустические): при выходе значений Dxx или Vxx за пределы определенного пользователем диапазона раздается звуковой сигнал, новое значение выделяется цветом.

- Конформный коэффициент COIN и доза-объем.

- Возможность пользовательской настройки толщины линий, цветов и д.д. для оконтуривания, отображения линий изодоз, аппликаторов и прочих элементов.

- Графическое отображение времени выдержки и редактирование свойств выбранного аппликатора.

- Шаблон планирования лечения простаты в реальном времени.

- Интерфейс пошагового воспроизведения для планирования лечения простаты в реальном времени.

- Автоматический захват последовательности видеоизображений с пошаговым контролем.

- Парижская дозиметрическая система.

- Многоязыковой интерфейс с поддержкой английского и немецкого языков. Другие языки могут быть добавлены по запросу.

- Интуитивная диалоговая система управления программой.

- Встроенная контекстно-ориентированная онлайн-система справки, т.е. для каждого объекта в программе имеется соответствующий раздел в справочном руководстве, отображаемый по нажатию функциональной кнопки [F1].

- Поддержка многопоточной обработки данных для улучшения производительности при работе на компьютерах с двух- и четырех-ядерными процессорами.
- Автоматизированная парижская система: один щелчок мыши задает все точки во всех возможных треугольниках.
- Импорт и экспорт DICOM RT для комбинированной терапии (экспорт плана, экспорт дозы, импорт структуры, экспорт структуры).
- Программа внесена в список соответствующих систем планирования Консорциума передовых технологий для обеспечения качества клинических испытаний Национального института рака (США).
- Построение контуров на последовательностях изображений в наклонных плоскостях: отдельная обработка первичной, вторичной и контрольной координатных систем. Координатное преобразование структуры из одной системы координат в другую.
- Структуры, состоящие из неограниченного количества замкнутых контуров в одной плоскости и отображение этих контуров в виде структур на 3D-дисплее.
- Автоматическое выделение контуров из изображений DICOM (КТ, МРТ, ПЭТ) с применением методов обработки изображений.
- Сегментация структур: определение связанных зон определенного пользователем диапазона Хаунсфилда на соседних плоскостях и создание из них одной структуры.
- Прорисовка объекта настраиваемой ширины с помощью "круглого курсора".
- Увеличение / уменьшение размера структуры, зависящее от направления (настраиваемое).
- Создание новых структур из двух существующих с помощью логических операторов, таких как AND, OR, XOR.



- Параметр Dcsm (объем-доза): какую минимальную дозу получают  $xx \text{ см}^3$  структуры.
- Новый метод оптимизации: пользователь вводит желаемую дозу для каждой отдельной точки в группе и генерирует распределение доз с минимальной квадратичной ошибкой.
- Древоподобный список для выбора аппликаторов, экранов и овоидов.
- Определяемый пользователем набор экранов и овоидов для выбора (пользователь может выбирать только из своего собственного набора).
- Электронное утверждение / подпись плана: исследование утверждается главным врачом по паролю. После этого план больше не может меняться физиком, а имя главного врача впечатывается в отчет: "утверждено".
- Свободное использование сетевой лицензии: программа HDRplus может запускаться на любом компьютере в сети, при наличии одного электронного ключа, подключаемого к серверу.
- Зависимость доза-объем и соответствующие гистограммы вычисляются и отображаются даже в исследованиях с ортогональными проекциями, выполненными на основе пленок.
- До четырех изоцентрических радиографов, реконструированных цифровым способом (вычисленные рентгеновские пленки), созданных на основе последовательности изображений компьютерной томографии под определяемыми пользователем углами.
- Одновременное планирование с использованием до 4 реконструированных цифровых радиографов в сочетании с последовательностями изображений (а также совмещение и слияние изображений).
- Определение мин./ макс. поверхностной дозы для выбранного пользователем сектора поверхности.

- Поддержка четырех-ядерных процессоров: при использовании компьютеров с четырех-ядерными процессорами достигается четырехкратное повышение скорости выполнения вычислений, по сравнению с одноядерными процессорами.
- Поддержка операционных систем Microsoft® Windows™ XP Professional, Vista™ Business и Windows™ 7 Ultimate в стандартном режиме и режиме администратора.

#### **4.2. Целевая группа пользователей.**

Хотя система HDRplus интуитивно понятна и проста в управлении, она предназначена для использования исключительно пользователями-экспертами, т.е. обученными врачами и специалистами по радиационной физике, обладающими опытом и знаниями в области дозиметрического планирования процедур брахитерапии и клинической дозиметрии.

Для установки программного продукта, создания соединений с аппаратами визуализации (КТ, МРТ, УЗИ, С-дуга, рентген) и выполнения прочих работ, связанных с функционированием компьютерных систем, могут привлекаться специалисты по информационным технологиям. Кроме того, они могут использовать свойства Менеджера пациентов для архивирования и открытия исследований. Прочий вспомогательный клинический персонал может использовать раздел регистрации пациентов системы HDRplus, некоторые поля введения общих данных и свойства печати отчетов.

#### **4.3. Принципы работы HDRplus.**

Однородное облучение достаточно сложно получить: доза всегда выше в непосредственной близости к источникам и ниже на расстоянии. Тем не менее,

строки должны быть параллельными, на одной поверхности, равноотстоящими, а каждый источник должен иметь одинаковую скорость облучения (или поток керма). Длительность облучения вычисляется согласно активности источника, нужной дозе и риску передозирования.

- Поместите несколько параллельных аппликаторов на равных расстояниях.

- Активируйте положения выдержки для определенной длины с одинаковым временем точки выдержки на положение точки выдержки.

- Переместите плоскость распределения на центральную плоскость активированных положений точек выдержки.

- Контрольные точки (основные точки дозы) должны быть определены, основываясь на точках пересечения между центральной плоскостью и аппликаторами.

Окно «manchester system» используется для определения группы аппликаторов, где находится контрольная точка (основная точка дозы), согласно методу парижской системы. Можно выбрать два, три или четыре аппликатора. Выбор выполняется щелчком левой кнопки мыши на нужных аппликаторах. Основные точки дозы определяются в одном из ортогональных портов представления или в перпендикулярном представлении исходного порта представления.

С помощью кнопки [Set control point] создается новая одиночная контрольная точка, а выбранные аппликаторы удаляются из списка. Положение недавно созданной контрольной точки определяется следующими ограничениями:

- Контрольная точка расположена на плоскости, которая отображается в порте представления, где выполняется выбор аппликаторов.

- Точное положение на плоскости определяется точками пересечения этой плоскости с выбранными аппликаторами. Положение контрольной точки - это центр точек пересечения между плоскостью и аппликаторами.

Автоматическая система позволяет вместо выбора аппликаторов, определения треугольников и нажатия на каждую основную точку дозы, пользователь может выполнять эти задачи автоматически, и должен только оценить результат.


#### **4.4. Редактирование времени облучения.**

Выбрать один из аппликаторов из перечня нажатием левой кнопкой мыши на соответствующей записи в перечне и затем выбрать "View Applicator Window" (Окно просмотра аппликатора) из меню, либо нажать на аппликатор в смотровом отверстии левой кнопкой мыши, удерживая клавишу SHIFT на клавиатуре.

Открывается окно Applicator oriented Dwell Point Editing (Редактирование точки облучения, ориентированное по аппликатору). Нажать на окно правой кнопкой мыши. Выбрать гистограмму времени облучения из меню.

Активировать и установить различные значения времени облучения для различных положений облучения. Например, можно использовать 1, 2 или 3 секунды для трех точек облучения. Наблюдать за изменением уровней изодоз при различном времени облучения.

Данные 1, 2 и 3 секунды могут также использоваться как весовые коэффициенты. Для умножения всех значений времени облучения во всех активных положениях облучения постоянным множителем, т.е. сохраняя связь весового коэффициента 1, 2 и 3, может использоваться функция предписанной дозы.

Выбрать предписанную дозу нажатием  в закладке Dwell Positions (Положения облучения). Переместить курсор мыши на одну из точек контроля дозы и нажать левой кнопкой мыши. Открывается окно "Prescription Dose"

(Предписанная доза). Ввести желаемую дозу для выбранной точки контроля и подтвердить нажатием ОК.

Пользователь также может изменить время облучения при помощи "Isodose Shaper" (Форма изодозы) с выбранной установкой Global (Глобальный) и наблюдением роста изодоз. Это также поддерживает отношение между постоянной времени облучения при увеличении или уменьшении времени облучения в соответствии с новой желаемой установкой изодозы.

#### **4.5. Автоматизированное вычисление времени облучения.**

Существует три алгоритма для автоматизированного вычисления времени облучения.

– Оптимизация дозы, ориентированная на индивидуальную точку контроля:



Оптимизация дозы, ориентированная на индивидуальную точку контроля, основана на желаемой дозе для каждой точки контроля, т.е. алгоритм находит распределение дозы с минимальной квадратической ошибкой между желаемой дозой от точек контроля первой группы и рассчитанной дозой. Пользователь может подготовить первую группу точек контроля с индивидуальными установками каждой точки или использовать значения «по умолчанию» 100 % Rx и весовой коэффициент 5.

– Геометрическая оптимизация - создает однородное распределение дозы, основанное на всех активированных положениях облучения. После геометрической оптимизации общее время облучения всех аппликаторов остается идентичным. Данные отношения значений времени облучения могут быть сохранены при увеличении или уменьшении дозы предписанной дозой или при изменении функции изодозы на закладке точки облучения в весовом режиме 1/1.



Запустить Geometric Optimization (Геометрическая оптимизация). Распределение времени облучения зависит от плотности положений облучения в объеме. Изменение изодоз в соответствии с новым распределением доз.

– Оптимизация на основе точки контроля.

Выбрать Control Point based Optimization (Оптимизация на основе точки контроля) из меню, появляющегося после нажатия маленькой черной стрелки. Комплект данных зарегистрированного пациента содержит полностью подготовленное исследование, готовое для автоматизированного вычисления времени облучения. Значения времени облучения оптимизированы для самого низкого количества ошибок, т.е. алгоритм пытается выполнить ограничения, данные из точек контроля дозы.

Условия для автоматизированного вычисления времени облучения следующие: 1-Точки контроля дозы с ограничениями дозы расставлены по местам. 2-Аппликаторы расположены по местам; точки облучения активированы.

Если необходимо, активировать требуемые положения облучения нажатием кнопки автоматической активации. Выбрать желаемый метод активации точки облучения нажатием маленькой черной стрелки.



Все точки облучения во всех аппликаторах активированы!

Иногда лучше активировать только подгруппу всех возможных точек облучения, например, редактированием точки облучения, ориентированной на аппликатор!



Запустить Inverse Planning (Control Point Group oriented) (Инверсное планирование (ориентированное на группу точек контроля)) автоматическое вычисление времени облучения в

режиме оптимизации на основании точек контроля.

Нажать на кнопку Setup (Установка) и проверить две закладки Algorithm (Алгоритм) и Control Points / Error Weight (Точки контроля / Ошибка веса)

Закладка Algorithm (Алгоритм): Выбрать Variance based, Default Speed (На основе изменений, скорость по умолчанию) и задать Number of consecutive runs (Число последовательных работ) на 5.

Закладка Control Points / Error Weight (Точки контроля / Ошибка веса):

Убедиться, что группы точек контроля, которые должны применяться, перечислены в области слева. Дважды нажать на группу точек контроля и ввести желаемую целевую дозу.

Если существует более одной группы точек контроля, могут использоваться различные целевые дозы и ошибки веса. Убедиться, что как минимум для одной группы точек контроля выбрана характеристика "PTV Surface" (PTV – поверхность).

Нажать [ОК] для закрытия окна автоматической установки времени облучения.

Запустить алгоритм нажатием [Start] (Запуск)

По окончании вычисления выбрать результат с наименьшей ошибкой при помощи [Accept Selected] (Принять выбор).

## **5. Система планирования HDR plus на аппарате «MultiSource»**

### **опухолей шейки и тела матки.**

Для спецификации дозы при облучении шейки и тела матки было придумано много различных систем. Для планирования контактного облучения имеется ряд особенностей и трудностей, которые надо учитывать:

- Доза максимальна вблизи источника и резко спадает по его периметру, а значит нет зоны с постоянной дозой.
- При дистанционной терапии отклонения дозы в диапазоне на  $\pm 7\%$  недопустимы. В брахитерапии такие диапазоны не имеют смысла. Единственным стоящим параметром является минимальная поглощенная доза в мишени при условии, что объем мишени может быть точно определен.
- Задание дозы в точках близких к объемам мишени ведет к большой разнице во времени лечения.
- Задание дозы в точках вдали от источников не позволяет корректно оценить поглощенную дозу.

В настоящее время наибольшее распространение получили Манчестерская система и система ICRU38.

Манчестерская система позволяет задать дозы в четырех точках: А, В, мочевого пузыря и прямая кишка (рисунок 5.1). Точка А лежит на 2 см выше и в сторону от конца цервикального эндостата, а точка В в сторону от точки А на 3 см.



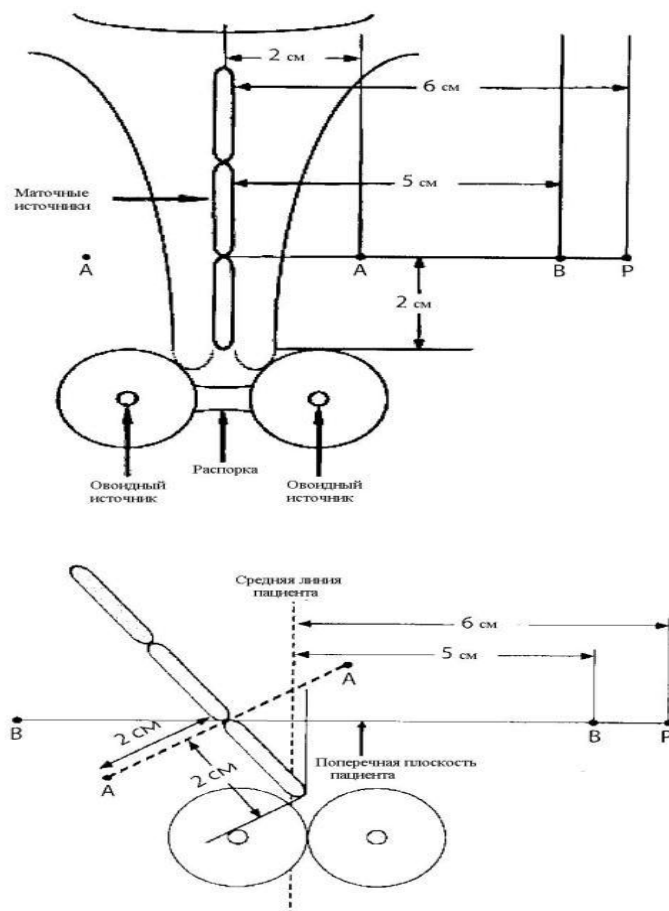


Рис. 5.1. Положение точек А , В согласно Манчестерской системе.

Система МКРЕ связана с определением дозы в объеме мишени, где протоколируется следующие:

- используемый источник и техника расположения аппликатора;
- полная мощность воздушной кермы;
- режим подведения дозы во времени;
- полная 3D-модель мишени;
- доза в референсных точках и точках интереса.

Основные затруднения вызывает определение референсного дозового уровня в 60 Гр, с низкой мощностью дозы. Для этого определяется и создается 3D- модель «грушевидного» объема с изодозой в 60 Гр. Если курс лечения сочетанный, то предписываемая доза от внутримолостной терапии составит разницу: из 60Гр минус поглощенная доза от ДЛТ. Эта система

предпочтительнее, однако ее слабое место – корректность в описании объема мишени. HDR plus содержит широкий набор функций, которые значительно упрощают и ускоряют процесс планирования. Библиотека всех имеющихся аппликаторов позволяет реализовать любые методы брахитерапии: внутрисполостная, внутрисветовая, внутритканевая, поверхностная, интраоперационная.

Современная лучевая терапия развивается в направлении более точного подведения дозы излучения к опухоли. Внедрение источника излучения в опухоль или полость с опухолью при контактном облучении или брахитерапии (БТ) позволяет не только добиться максимальной точности, но и подвести к опухоли большие дозы в сравнении с дистанционным облучением без увеличения риска осложнений. Современная БТ основана на принципе автоматизированного автолоудинга и реализуется на шланговых гамма-терапевтических аппаратах, обеспечивающих безопасность и качество лечения. Кроме того, гарантией качества БТ является применение современных систем дозиметрического планирования, систем контроля положения источников и объемной визуализации мишени, наличие высококвалифицированных медицинских кадров, ведение строгой документации на всех этапах лечения.

До последнего времени в качестве источника ионизирующего излучения для аппаратов автоматизированного автолоудинга использовался  $^{192}\text{Ir}$ , преимуществом которого является низкая энергия фотонов, что обеспечивает более резкий спад градиента дозы. Однако в связи с коротким периодом полураспада  $^{192}\text{Ir}$  его эксплуатация требует частой замены источника.  $^{60}\text{Co}$ , использующийся в аппарате MultiSource, имеет период полураспада около 5 лет, что делает его применение экономически более рентабельным. Исследования показали, что различия параметров изотопов  $^{60}\text{Co}$  и  $^{192}\text{Ir}$  можно нивелировать за счет оптимизации дозного распределения при трёхмерном планировании. Целью проводимых исследований являлась апробация протоколов и программ гарантии качества брахитерапии опухолей различных локализаций на аппарате

MultiSource с источником  $^{60}\text{Co}$  в режиме HDR. Гарантией качества брахитерапии, наряду с аппаратным обеспечением, является разработка протоколов, регламентирующих содержание и последовательность этапов планирования и лечения.

## 6. Расчет дозовых распределений в брахитерапии

Расчет дозового распределения в системах планирования для брахитерапии основан на формализме (алгоритме) Американской ассоциации медицинских физиков (TG-43). Так же его называют модульным методом. Так же существуют более старые методы расчета доз от источников  $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{198}\text{Au}$ , однако они очень удобны для выполнения быстрых проверочных расчетов.

### 6.1. Принцип суперпозиции

Расчеты распределений от источника в брахитерапии базируются на принципе суперпозиции, т.е. полная мощность дозы в одной точке от группы источников равна сумме доз, созданных каждым источником в группе:

$$D(x, y, z) = \sum_{i=1, \dots, n} D_i(x, y, z),$$

где  $D_i$  – дозовый вклад от  $i$ -го источника.

Такой принцип предполагает, что доза в расчетной точке от любого источника не зависит от присутствия других источников в плане, однако это допущение только аппроксимация. Точность «эффекта взаимного влияния источников», зависит от средней энергии каждого из них, количества и расстояния и размеров оболочек всех источников. Для низкоэнергетических нуклидов  $^{125}\text{I}$  и  $^{103}\text{Pd}$ , это допущение приводит к недооценке дозы на несколько процентов. Для высокоэнергетичных источников  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{192}\text{Ir}$  данный эффект пренебрежимо мал.

Если принять, что принцип суперпозиции выполняется, то все расчеты в брахитерапии сводятся к пространственному распределению дозы от одиночного источника. После получения такого распределения им можно пользоваться как табличным значением для ручных или компьютерных расчетов.

## 6.2. Формализм TG-43. Точечный источник.

В брахитерапии используется понятие точечного источника, хотя реальные источники являются протяженными, и переход к модели точечного источника аппроксимирован. Расчеты дозы ведутся в двумерной цилиндрической системе координат, положение расчетной точки определяется значениями  $(r, \zeta)$ , где  $r$  – расстояние между источником и расчетной точкой,  $\zeta$  – угол между продольной осью источника и прямой, соединяющей источник и расчетную точку. Частным случаем точечного источника является точечный изотропный источник.

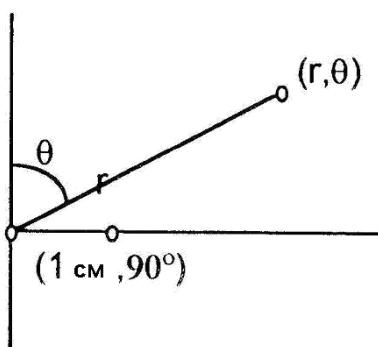


Рисунок 6.2.1. Геометрия определения мощности воздушной кермы и мощности поглощенной дозы точечного источника.

Рассмотрим вначале точечный источник фотонов, находящийся в воздухе и имеющий силу воздушной кермы  $S_k$ . В соответствии с алгоритмом TG-43 мощность воздушной кермы в точке  $(r, \zeta)$  равна:

$$K_{air}(r, \theta) = S_k \frac{G(r, \theta)}{G(1 \text{ см}, 90^\circ)} = S_k / r^2,$$

где  $G(r, \zeta)$  – геометрический фактор.

Геометрический фактор учитывает изменение относительной дозы, обусловленное пространственным распределением активности внутри источника. Для точечного источника он упрощается до  $G(r, \zeta) = 1/r^2$ , в общем же случае он может быть рассчитан через интегрирование закона обратных квадратов по всей активности источника.

Поместим источник в водную среду или ткань, мощность поглощенной дозы на расстоянии 1 см от него равна:

$$\dot{D}(1\text{ см}, \theta) = \Lambda \cdot K_{air}(r, \theta) = \Lambda \cdot S_k,$$

где  $\Lambda$  – константа мощности дозы в единицах  $\text{сГр} \cdot \text{ч}^{-1} \cdot \text{У}^{-1}$ . Константа мощности дозы, определяется как отношение мощности дозы в воде на расстоянии 1 см вдоль поперечной оси источника на единицу силы воздушной кермы источника в воде, т.е.

$$\Lambda = \dot{D}(r_0, \theta_0) / S_k.$$

Константа мощности дозы учитывает эффект геометрии, пространственного распределения активности внутри капсулы, самопоглощение рассеяние фотонов в окружающей источник воде.

Мощность дозы от точечного источника на расстоянии  $r$  в воде равна:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot g(r) \cdot \frac{1}{r^2},$$

где  $g(r)$  – радиальная дозовая функция.

Радиальная дозовая функция учитывает влияние поглощения и рассеяния излучения в воде.

### **6.3. Формализм TG-43. Протяженный симметричный цилиндрический источник.**

Модель симметричного цилиндрического протяженного источника соответствует формализму TG-43. Понятие линейного источника это частный случай модели, где можно пренебречь самопоглощением излучения.

Пусть такой линейный источник находится в воздухе. Тогда мощность воздушной кермы в точке  $(r, \zeta)$  равна:

$$K_{air}(r, \theta) = S_k \frac{G(r, \theta)}{G(1\text{ см}, 90^\circ)}.$$

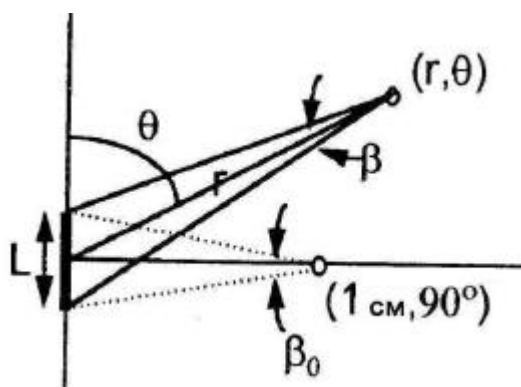


Рисунок 6.3.1. Геометрия расчета мощности воздушной кермы для линейного источника.

Геометрический фактор  $G(r, \zeta)$  для линейного источника имеет простое аналитическое выражение

$$G(r, \theta) = \beta / (r \cdot \sin \theta).$$

Отсюда

$$K_{air}(r, \theta) = S_k \frac{\beta}{\beta_0 \cdot r \cdot \sin \theta},$$

где  $\beta$  и  $\beta_0$  – величины углов, под которыми виден линейный источник из точек  $(r, \zeta)$  и  $(1 \text{ см}, 90^\circ)$  соответственно.

Когда протяженный цилиндрически симметричный источник находится в среде, то мощность дозы рассчитывается по формуле:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot g(r) \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1 \text{ см}, 90^\circ)} \cdot F(r, \theta),$$

где  $F(r, \zeta)$  – функция анизотропии источника.

Функция  $F(r, \zeta)$  учитывает изменение величины дозы, при перемещении расчетной точки с поперечной оси ( $r, \zeta = 90^\circ$ ) в положение  $(r, \zeta)$  и включает поглощение и рассеяние в среде.

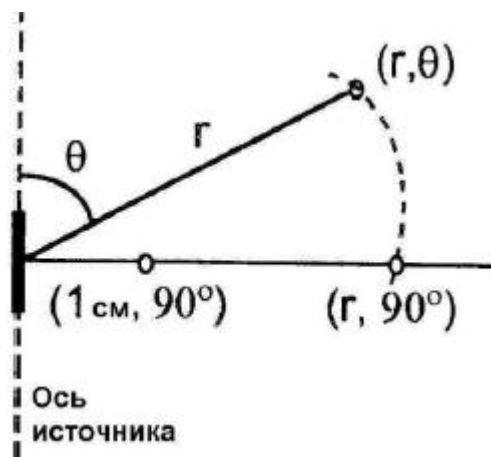


Рисунок 6.3.2. Геометрия расчета мощности дозы в среде от симметричного цилиндрического источника.

Таким образом, для расчета мощности поглощенной дозы необходимо иметь численные значения величин  $S_k$ ,  $\Lambda$ ,  $G(r, \zeta)$ ,  $g(r)$  и  $F(r, \zeta)$ . Они зависят от используемого радионуклида и от конструкции источника. Их значение получают экспериментально или расчетом по методу Монте-Карло.

#### 6.4. Методы расчета мощности дозы в брахитерапии

Рассмотрим методы расчета пространственных дозовых распределений, которые были до появления формализма *TG-43*. Они используются в старых системах планирования.

Рассмотрим расчет мощности дозы для точечного источника, основанный на знании воздушной кермы в воздухе. Для источников, испускающих фотоны с энергиями, близкими или большими средней энергии  $^{192}\text{Ir}$ , отношение является медленно изменяющейся функцией расстояния  $d$  и может быть достаточно точно аппроксимировано полиномом третьего или четвертого порядка  $M(d)$  для расстояний более 10 см. Расчетная формула имеет вид:

$$(\dot{K}_{air})_w = (\dot{K}_{air})_{air} \cdot M(d) = A + B \cdot d + C \cdot d^2 + D \cdot d^3,$$



где  $A, B, C, D$  – эмпирические коэффициенты, значения которых приводятся в таблице ниже.

Полином  $M(d)$  учитывает поглощение и рассеяние излучения в воде. На рисунке ниже показана его зависимость от расстояния для источников  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{137}\text{Cs}$ . Функция  $g(r)$  нормируется на расстоянии 1 см, а поправка  $M(d)$  нормируется на нулевом расстоянии.

**Значения коэффициентов для разных радионуклидов**

Коэффициент	$^{198}\text{Au}$	$^{192}\text{Ir}$	$^{137}\text{Cs}$	$^{60}\text{Co}$
$A \times 10^0$	1,0306	1,0128	1,0091	0,99423
$B \times 10^{-3}$	-8,1340	5,0190	-9,0150	-5,31800
$C \times 10^{-3}$	1,1110	-1,1780	-0,3459	-2,61000
$D \times 10^{-5}$	-15,9700	-2,0080	2,8170	13,27000

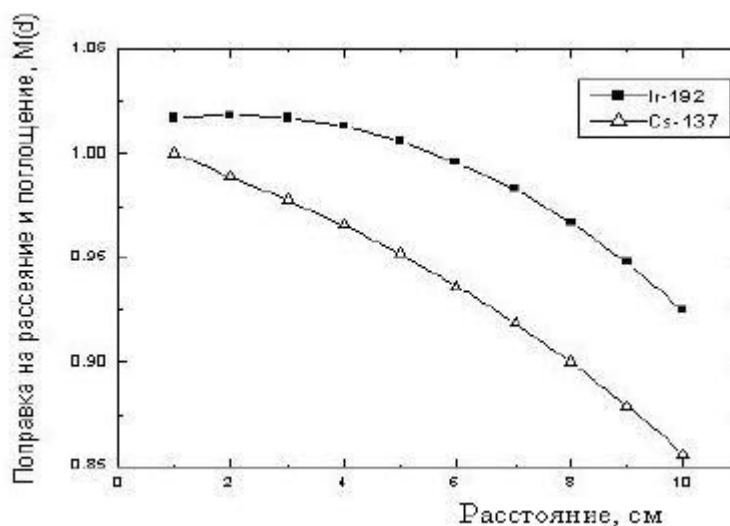


Рисунок 6.4.1. Зависимость поправки на рассеяние и поглощение фотонов в воде для  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ .

Мощность водяной кермы связана с воздушной кермой через отношение массовых коэффициентов передачи энергии:

$$(\dot{K}_w)_w = (\dot{K}_{air})_w \cdot \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}^w.$$

Для высокоэнергетических нуклидов выше 200 кэВ отношение массовых коэффициентов передачи энергии близко к 1,11. Для низкоэнергетических

нуклидов  $^{125}\text{I}$  и  $^{103}\text{Pd}$  отношение близко к 1,01. Мощность поглощенной дозы в воде на расстоянии  $d$  от источника равна:

$$\dot{D}_w = (\dot{K}_w)_w \times (1 - g),$$

где  $g$  – доля от переданной энергии, которая уносится тормозным излучением. В брахитерапии этот эффект игнорируется, так как для применяемых здесь радионуклидов величина  $g < 0,3 \%$ .

Окончательно уравнение:

$$\dot{D}_w(d) = (K_{air})_{air} \cdot M(d) \cdot (\mu_{tr} / \rho)_{air}^w \cdot (1 - g).$$

Если источник калибруют в единицах мощности воздушной кермы в воздухе на расстоянии  $d_{ref}$ , то на расстоянии  $d$  значение  $(K_{air}(d))_{air}$  будет равно:

$$(\dot{K}_{air}(d))_{air} = (\dot{K}_{air}(d_{ref}))_{air} \cdot \left( \frac{d_{ref}}{d} \right)^2.$$

Для определения мощности дозы в воде использовать выражение:

$$\dot{D}_w(d) = (K_{air}(d_{ref}))_{air} \cdot M(d) \cdot (\mu_{tr} / \rho)_{air}^w \cdot (1 - g) \cdot \left( \frac{d_{ref}}{d} \right)^2.$$

Для расчета мощности дозы в воде от точечного источника применяется следующая формула:

$$\dot{D}(r, \theta) = A_{app} \cdot \Gamma_x \cdot f_{med} \cdot \frac{T(r)}{r^2} \cdot \bar{\phi}_{an}(\theta),$$

где  $T(r)$  – фактор ослабления гамма - излучения нуклида в воде, учитывающий ослабление и рассеяние излучения;  $\phi_{an}$  – фактор анизотропии;  $f_{med} = 0,876 \cdot (\mu_{en} / \rho)_{air}^w$ . Усреднение величин проводится по спектру излучения радионуклида.

Выделим члены, имеющие одинаковый физический смысл:

$$\dot{D}(r, \theta) = [A_{app} \cdot \Gamma_x \cdot f] \cdot \left[ \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \cdot T(1 \text{ см}) \right] \left[ \frac{T(r)}{T(1 \text{ см})} \right] \frac{1}{r^2},$$

где  $f = 0,876 \text{ сГр/Р}$ .

Сравнение формул показывает, что выражение в первых квадратных скобках формулы играет роль  $S_k$ , во вторых квадратных скобках – роль  $\Lambda$ , и в третьих –  $g(r)$ . Сравнение относительного изменения мощности поглощенной дозы в воде в зависимости от расстояния до точечных источников с законом обратных квадратов приведено для точечных источников  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{198}\text{Au}$ ,  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{125}\text{I}$ . Оно показывает, что на расстояниях  $\leq 6 \text{ см}$  относительные изменения мощности дозы для  $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{60}\text{Co}$  и  $^{137}\text{Cs}$  совпадают между собой. Зависимости для  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{198}\text{Au}$  совпадают с этим законом вплоть до расстояний  $\leq 6 \text{ см}$ . Только пространственное распределение дозы для  $^{125}\text{I}$  заметно отклоняется от закона обратных квадратов вследствие повышенного ослабления в воде.

Расчет дозового распределения от линейного источника (ЛИ) выполняется как суперпозиция точечных источников. Рассмотрим ниже три варианта: а) ЛИ без капсулы (нефильтрованный источник) в воздухе; б) ЛИ в капсуле (фильтрованный источник) в воздухе; в) ЛИ в капсуле в воде.

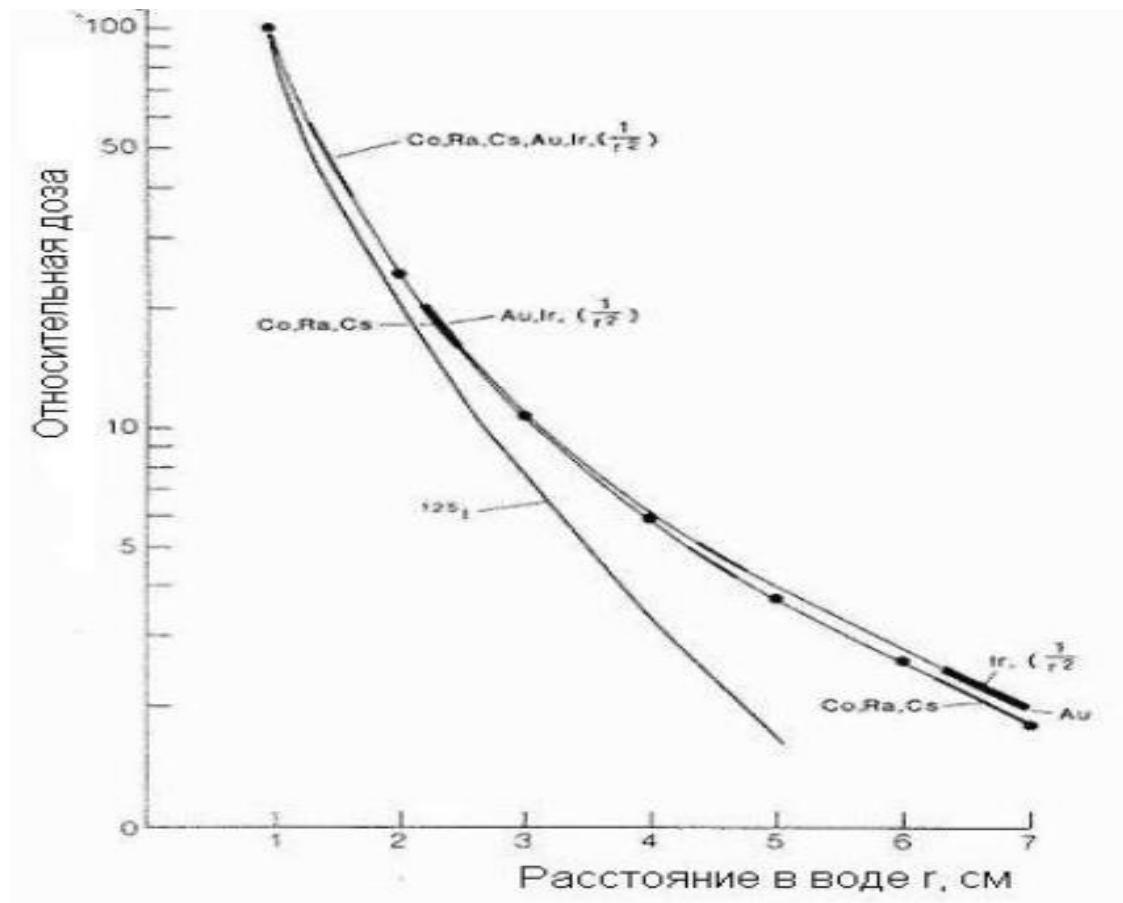


Рисунок 6.4.2. Сравнение пространственных распределений относительной дозы для точечных источников  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{198}\text{Au}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{125}\text{I}$  и закона обратных квадратов.

Нефильтрованный линейный источник в воздухе. Геометрия представлена на рисунке ниже. Мощность воздушной кермы в воздухе рассчитывается из выражения:

$$(K_{air})_{air} = \frac{A \cdot \Gamma_{AKR}}{L \cdot h} \cdot (\theta_1 - \theta_2),$$

где  $A$  – полная активность ЛИ;  $L$  – длина ЛИ;  $h$  – расстояние по перпендикуляру от расчетной точки до линии ЛИ;  $\zeta_1$  и  $\zeta_2$  – углы, показанные на рисунке:

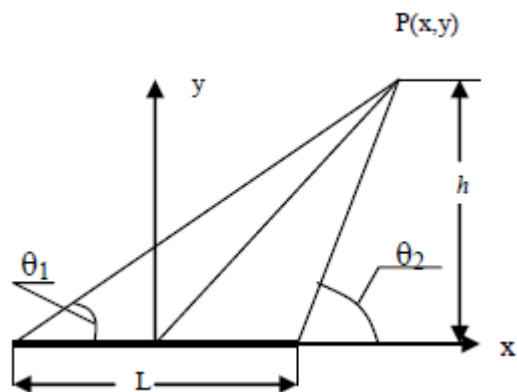


Рисунок 6.4.3. Геометрия расчета воздушной кермы в воздухе для линейного источника без капсулы.

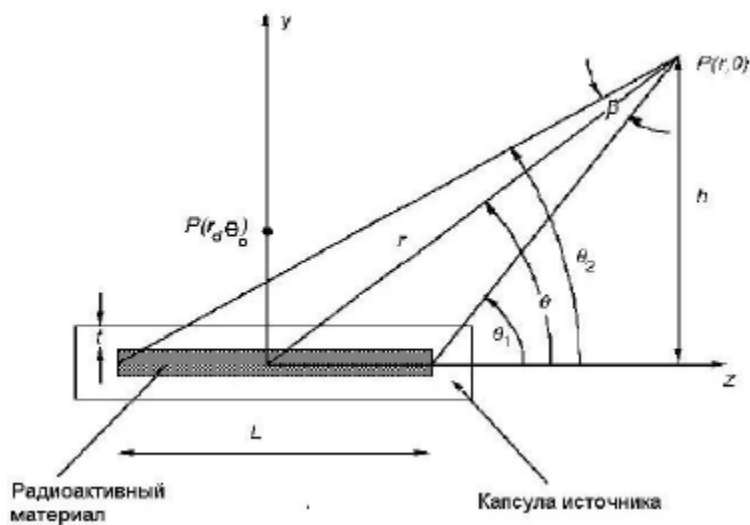


Рисунок 6.4.4. Геометрия расчета воздушной кермы в воздухе для фильтрованного линейного источника.

Фильтрованный линейный источник в воздухе. Мощность воздушной кермы в воздухе от бесконечно малого элемента  $dx$  источника равняется:

$$d((\dot{K}_{air})_{air}) = \frac{A \cdot \Gamma_{AKR} \cdot dx}{L \cdot r^2} \cdot e^{-\mu' \cdot t / \cos \theta},$$

где  $\mu'$  – эффективный линейный коэффициент ослабления гамма-излучения нуклида в материале капсулы ЛИ.

Введем следующие соотношения:

$$r = y / \cos \theta; \quad x = y \cdot \tan \theta; \quad dx = y \cdot \sec^2 \theta \cdot d\theta.$$

Подставляя и интегрируя по длине источника, получим:

$$(K_{air})_{air} = \frac{A \cdot \Gamma_{AKR}}{L \cdot h} \left\{ \int_0^{\theta_2} e^{-\mu' t / \cos \theta} d\theta - \int_0^{\theta_1} e^{-\mu' t / \cos \theta} d\theta \right\},$$

где – интеграл Зиверта, учитывающий ослабление фотонов в материале капсулы;  
 $t$  – толщина стенок капсулы.

Значения интеграла Зиверта имеются в табулированной форме. Для углов  $\zeta < 0,35$  радиана ( $20^\circ$ ) можно использовать следующую аппроксимацию:

$$\int_0^{\theta} e^{-\mu t / \cos \theta} d\theta \approx \theta \cdot e^{-\mu t}.$$

В формулу не включено самопоглощение фотонов в источнике. Учесть данный эффект можно, выделив элементарный объем в источнике и добавив множитель вида  $\exp(-\mu_1 \cdot t_1)$ , где  $\mu_1$  – эффективный линейный коэффициент ослабления для спектра фотонов радионуклида в материале источника;  $t_1$  – толщина материала источника вдоль луча, соединяющего расчетную точку и элементарный объем.

Аналитическая форма обычно недооценивает воздушную керму или дозу в расчетных точках вблизи оси источника. Причина в интеграле Зиверта, где не учитывается многократное рассеяние фотонов в источнике и его капсуле. Такой учет возможен только в рамках метода Монте-Карло.

Фильтрованный линейный источник в воде. Учитывая предыдущие алгоритмы расчета мощности дозы и кермы для точечного и линейного источников, выражение для расчета мощности дозы в воде в точке  $P$  можно записать в виде:

$$\dot{D}(r, \theta) = \frac{A\Gamma_{AKR}}{Lh} \left\{ \int_0^{\theta_1} e^{-\mu r / \cos \theta} M(r, \theta) d\theta - \int_0^{\theta_2} e^{-\mu r / \cos \theta} M(r, \theta) d\theta \right\} \times \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}^w \cdot (1 - g),$$

где  $M(r, \zeta)$  – поправочный фактор на поглощение и рассеяние, изменяющийся вдоль длины источника;  $r$  – расстояние между точкой  $P$  и элементом источника.

### 6.5. Эффект аппликатора и учет негомогенностей

Для  $^{192}\text{Ir}$  возмущение дозового поля, создаваемое аппликатором, игнорируется. Для трубок с  $^{137}\text{Cs}$ , размещаемых внутри гинекологических аппликаторов с дополнительной защитой мочевого пузыря и прямой кишки, изменение дозового распределения оказывается значительным. Как видно доза по направлениям вокруг одиночного кольпостата уменьшается на 25 – 50 %, в среднем от 10 % до 20 %. На практике же используются классические значения предписываемых доз без учета эффекта аппликаторов.

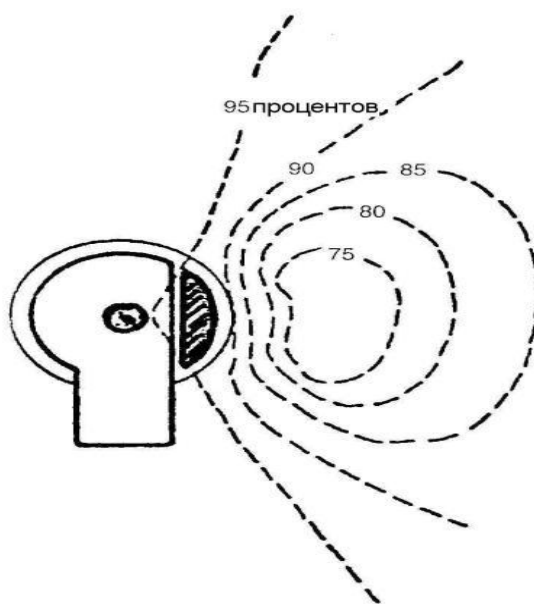


Рисунок 6.5.1. Кривые ослабления излучения (доля излучения, прошедшего через защиту из вольфрама) для плоскости, расположенной на расстоянии 1,2 см от верха кольпостата.

Моделирование эффектов аппликаторов разделяется на: игнорирование эффекта, расчет с помощью аппроксимационной модели и применении моделей для учета защитного эффекта аппликаторов.

Таблицы радиальной дозовой функции  $g(r)$  в TG43 получены для геометрии водозэквивалентного фантома. Полость незначительно влияет на дозу, рассчитанную для источника  $^{192}\text{Ir}$ , но для  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$  и  $^{241}\text{Am}$  доза за полостью оказалась выше на 130 %, 55 % и 10 % соответственно. Для учета этого эффекта необходим простой метод расчета, который заменяет  $g(r)$  для гомогенной среды на скорректированную величину.

Точечный источник в геометрии с негомогенностью, начинающейся на расстоянии  $r_1$  и кончающейся на расстоянии  $r_2$  от источника. Скорректированная величина  $g_{cor}(r)$ , которую следует использовать вместо  $g(r)$  в уравнениях равна:

$$g_{cor}(r) = g_{medium_1}(r) \quad \text{для } r < r_1;$$

$$g_{cor}(r) = g_{medium_{21}}(r) \frac{g_{medium_1}(r_1)}{g_{medium_2}(r_1)} \quad \text{для } r_1 < r < r_2;$$

$$g_{cor}(r) = g_{medium_{21}}(r) \frac{g_{medium_1}(r_1)}{g_{medium_2}(r_2)} \frac{g_{medium_2}(r_2)}{g_{medium_2}(r_1)} \quad \text{для } r_1 < r < r_2.$$

Подходящая величина  $g_{medium}(r)$  может быть получена из табличных данных.

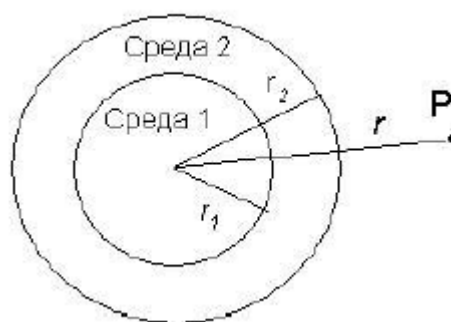


Рисунок 6.5.2. К расчету дозы в точке  $P$  от точечного источника в геометрии с негомогенностью, находящейся между сферами с радиусами  $r_1$  и  $r_2$ .



Для уменьшения дозы в критических органах применяются защитные экраны. Доза за такой защитой зависит не только от ее толщины, но и от поперечных размеров защиты. Данный эффект обусловлен влиянием гетерогенности на распределение рассеянного излучения. Метод расчета поправочных факторов для учета поперечных размеров получил название «метод вычитания рассеяния» (МВР).

Основополагающим в МВР является использование понятия «отношение дозы от рассеянного излучения к дозе от первичного излучения для коллимированного точечного источника» (англ. «scat-ter primary ratio (*SPR*)). По определению эта величина равна:

$$SPR(r, \theta) = D_s(r, \theta) / D_p(r),$$

где  $r$  – расстояние от точечного источника;  $\zeta$  – половина угла коллимации источника.

Расчет *SPR* для источников  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{125}\text{I}$  был выполнен методом Монте-Карло для углов  $\zeta = 30^\circ \div 180^\circ$  и расстояний в воде от 1,0 до 20,0 см.

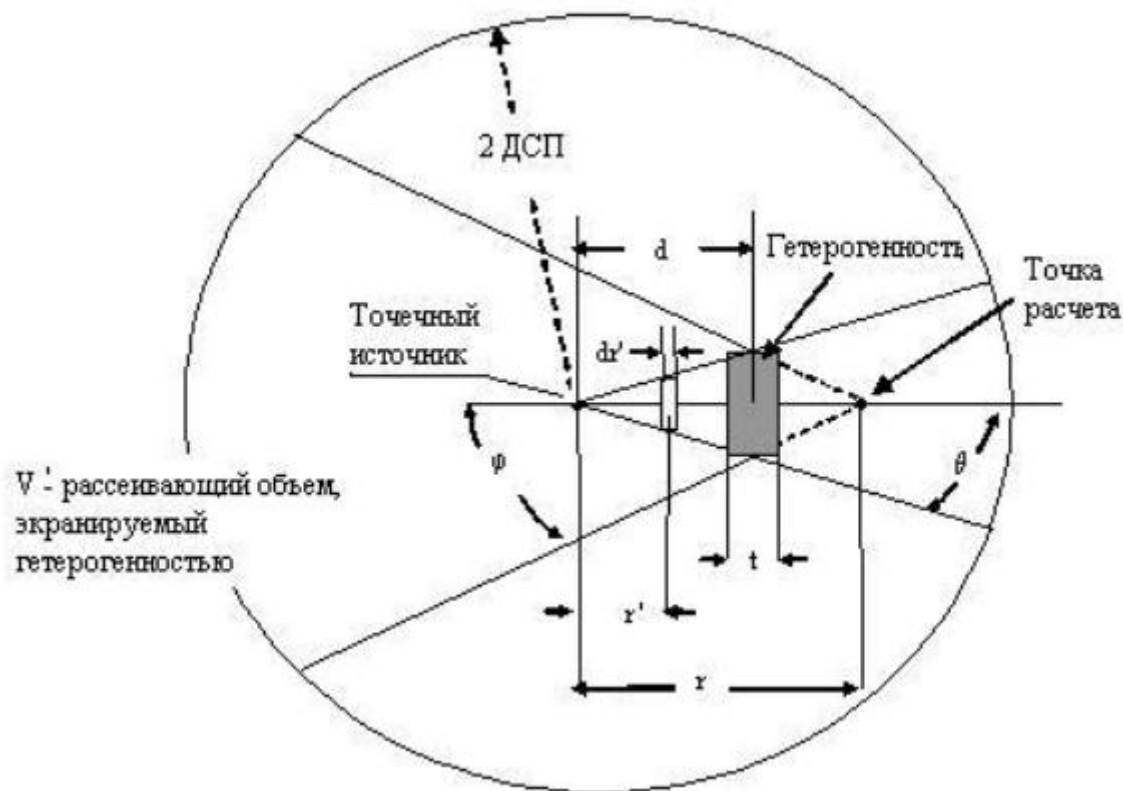


Рисунок 6.5.3. Геометрия расчета дозы в воде на оси симметрии за защитным цилиндрическим экраном методом вычитания рассеяния.

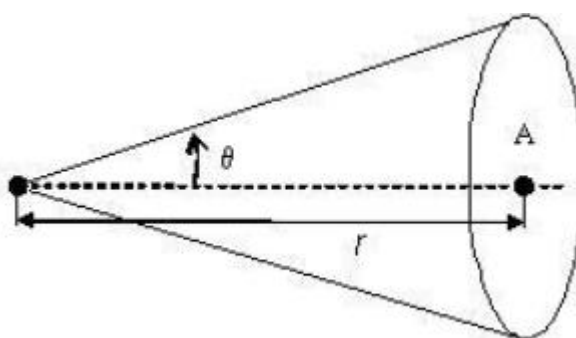


Рисунок 6.5.4 Геометрия определения *SPR*.

При расчете дозы за цилиндрической защитой точечный изотропный источник разделяется на два коллимированных источника. Один источник испускает фотоны в пределах конуса с углом раствора, определяемым поперечным сечением диска (минипучок). Второй источник испускает фотоны в оставшееся пространство. На основе принципа суперпозиции, была предложена

следующая формула для расчета мощности дозы на единицу мощности воздушной кермы:

$$\dot{D}_{in}(r) = \dot{D}_{p,in}(r) \cdot [1 + SPR(r, \theta) \cdot C_1] + \dot{D}_{p,hom}(r) \cdot [SPR(r, \pi) - SPR(r, \theta)] \cdot C_2,$$

где  $\dot{D}_{p,in}$  – мощность первичной дозы для неомогенной геометрии;

$\dot{D}_{p,hom}$  – мощность первичной дозы для гомогенной геометрии;

$C_1$  – поправка на неомогенность для минипучка;  $C_2$  – барьерный фактор.

## 6.6. Расчет суммарной дозы за время облучения

Для значений периода полураспада  $T_{1/2}$  и первоначальной мощности дозы от источника в точке  $r$  полная доза за временной интервал  $[0, t_1]$  определяется:

$$\begin{aligned} D(r) &= \int_0^{t_1} \dot{D}_0(r) \cdot e^{-\frac{\ln(2) \cdot t}{T_{1/2}}} dt = \dot{D}_0(r) \cdot T_{1/2} \cdot (1 - e^{-\frac{0,693 \cdot t_1}{T_{1/2}}}) / \ln 2 = \\ &= \dot{D}_0(r) \cdot 1,443 \cdot T_{1/2} \cdot (1 - e^{-\frac{0,693 \cdot t_1}{T_{1/2}}}). \end{aligned}$$

При небольшом времени облучения источником с большим периодом полураспада член  $\exp(-0,693 \cdot t_1 / T_{1/2})$  корректно аппроксимируется выражением  $1 - \ln(2) \cdot t_1 / T_{1/2}$ . Формула упрощается:

$$D(r) = \dot{D}_0(r) \cdot t_1.$$

Однако она неприменима к радионуклидам с коротким периодом полураспада таким, как  $^{198}\text{Au}$ ,  $^{125}\text{I}$  и  $^{103}\text{Pd}$ . Но когда они используются для постоянной имплантации, то суммарная доза будет равна:

$$D(r) = 1,443 \cdot T_{1/2} \cdot \dot{D}_0(r).$$

## 7. Методы оценки дозы на пациентов в контактной лучевой терапии.

Брахитерапия отличается от дистанционной терапии тем, что каждая фракция планируется как новая. Поэтому необходимо визуализировать размещение эндостатов, рассчитывать распределение поглощенной дозы и оптимизировать его по времени стояния источника в интрастате каждый раз.

Подход к выбору объемов облучения мишеней и органов риска в брахитерапии стал более строгим. Снижением доз на органы риска радиотерапевты обязаны доступностью наряду с кобальтом-60 источников иридия-192, палладия-103 и йода-125. Их применение позволило увеличить поглощенную дозу на предстательную железу до 160 Гр без увеличения частоты и тяжести лучевых реакций и осложнений со стороны органов риска.

При использовании сочетанного облучения дозы от контактной терапии уменьшены. Экспериментальная оценка полученных пациентами доз в контактной терапии сильно ограничена. *In vivo* контроль может осуществляться практически только при внутримолостной гамма-терапии мишеней в тазовой области.

При облучении шейки или тела матки детекторы могут быть размещены в прямой кишке и в мочевом пузыре. В качестве детекторов используются ионизационные камеры малого диаметра, диодные или люминесцентные детекторы. Расположение детекторов определяется в зависимости от локализации и задачи, и всегда визуализируется перед проведением сеанса облучения. В этом случае доза рассчитывается по месту расположения детекторов. Погрешность подведения дозы к мишени определена в 5-7%. Погрешность проведения калибровки источников должна находиться в пределах 3%. Любой источник гамма-излучения должен обязательно проверяться при его поставке в клинику, а кобальтовые источники должны обмеряться периодически в течение всего времени их использования.

Введенное МКРЕ определение активности источника через мощность воздушной кермы в стандартной точке рекомендуется для использования, так как эта величина непосредственно измеряется при калибровке и связана с поглощенной дозой в воде простым соотношением.

Важной составляющей радиационной защиты пациентов является их предлучевая подготовка. Применяются фиксирующие приспособления, и современные методы визуализации мишени (КТ, МРТ, Рентген, УЗИ). Такой технологический процесс позволяет существенно уменьшить погрешности, связанные со смещениями пациента на столе, источников внутри тела, а также точной привязкой изображений к реальной геометрии облучения.

### **7.1. Дозиметрическое сопровождение брахитерапии.**

Необходимо проводить калибровку радиоактивных источников в тех же условиях, которые используются и при лечении. Но из-за большого градиента дозы на расстоянии 1–5 см от радиоактивных источников, на которое обычно рассчитывается доза, произвести измерения с необходимой точностью оказывается затруднительным.

Калибровка ионизационных камер является еще более сложной, но если для аппаратов с кобальтом при дозиметрических измерениях можно использовать данные калибровки в метрологических лабораториях, то для остальных радионуклидов таких данных не имеется. Это связано с их быстрым полураспадом.

Калибровку ионизационных камер в брахитерапии необходимо проводить по двум энергиям фотонного излучения: по  $^{60}\text{Co}$  или  $^{137}\text{Cs}$ , и по рентгеновскому излучению с максимальной энергией фотонов, с использованием накопительного колпачка. С учетом вышеизложенного калибровку ионизационных камер по кобальту и рентгеновскому излучению предпочтительно проводить в метрологических лабораториях.

Для калибровки источников в клинике, можно применять калибровку в свободном воздухе или в специальном фантоме (PTW T9193).

Позиция источника при проведении калибровки и измерений определяется путем построения графика зависимости показаний дозиметра от положения источника в камере. Калибровочный коэффициент определяется для каждого типа источника с известной стандартной мощностью воздушной кермы путем его измерения и последующего вычисления. После калибровки источника излучения в дальнейшем может быть проведено измерение и вычислена активность источника в единицах мощности воздушной кермы.

В современных аппаратах для брахитерапии используется один линейный источник излучения. Облучение больших мишеней требует ступенчатого перемещения источника по рассчитанной траектории в интрастатах. Поэтому в основе всех методов расчета распределений поглощенной дозы в облучаемых объемах лежит расчет воздушной кермы в точке.

При расчетах мощность поглощенной дозы в любой точке можно выразить через мощность воздушной кермы в стандартной точке, определенной при калибровке. Обязательно вводятся поправки на поглощение излучения в источнике, на поглощение излучения и рассеяние в окружающих тканях, на анизотропию источника и радиоактивный распад. Поэтому суммарное распределение дозы оптимизируется на компьютерных системах планирования.

## **7.2. Контроль качества оборудования для контактного облучения.**

Для проведения брахитерапии необходим контроль качества оборудования, т.к. аппараты содержат гамма-излучающие радионуклиды ( $^{60}\text{Co}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ). За исключением изменения числа каналов в зависимости от требований заказчиков, за прошедшие годы существенных усовершенствований в конструкции аппаратов не произошло. Поэтому разработанные ранее инструкции в настоящее время полностью соответствует всем требованиям.

Дозиметрические характеристики, подвергающиеся особому контролю:

измерение уровня излучения вокруг аппарата; измерение мощности воздушной кермы и определение дозы и мощности поглощенной дозы; погрешность измерения не должна превышать 5%. Проверка характеристик системы радиационной безопасности практически не отличается от методики проверки характеристик системы радиационной безопасности на ускорителях.

### **7.3. Верификация методом *in vivo* дозиметрии.**

В брахитерапии для обеспечения точной доставки требуемого дозового распределения проводится большое количество различных проверок. Существуют протоколы контроля качества для всего спектра радиотерапевтического оборудования, в таких условиях возникает вопрос: необходима ли независимая комплексная проверка конечного результирующего распределения дозы? Возможность осуществлять такую проверку дает *In vivo* дозиметрия для конкретных точек.

Только *in-vivo* дозиметрия позволяет провести измерение дозы облучения, полученной пациентами, непосредственно во время облучения. *In-vivo* детекторы могут быть разделены на две категории: детекторы, получающие результат в реальном времени; детекторы, требующие для получения результатов дополнительной обработки.

Все детекторы нуждаются в предварительной калибровке, как правило это кросс-калибровка их дозового ответа относительно ответа аттестованной ионизационной камеры. К детекторам, получающим результат в реальном времени, относятся диодные детекторы, поэтому они самые распространенные.

К детекторам, требующим для получения результатов дополнительной обработки, относятся термолюминесцентные дозиметры (ТЛД), оптически стимулируемые люминесцентные дозиметры (ОСЛД), радиофотолюминесцентные дозиметры, вживляемые полевые транзисторы, использующие МОП-эффект, и дозиметрическая пленка. Этот тип детекторов

при измерении не дает видимого результата сразу и требует дополнительной обработки.

После проведения калибровочных процедур для детекторов и определения всех корректирующих коэффициентов необходимо проведение ряда дополнительных процедур. Во-первых, система *in-vivo* дозиметрии должна быть протестирована на фантомах. Во-вторых, необходима разработка, проверка и внедрение клинических протоколов для проведения *in-vivo* измерений. Необходимо отметить, что проведение регулярной *in-vivo* дозиметрии на пациентах требует увеличения штатов обслуживающего персонала, наличия специальных дозиметрических приборов, увеличения времени на подготовку пациентов к сеансу облучения и дополнительным затратам времени на анализ полученных результатов.

#### **7.4. Верификация контактного облучения.**

В брахитерапии планируется каждая фракция облучения как будто она первая. Перед каждой фракцией проводится ультразвуковое, рентгеновское, КТ или МР топографическое определение размещения источников в теле пациента с последующим планированием. Все процедуры осуществляются при положении пациента на одном лечебном столе. Поэтому применение *in-vivo* дозиметрии при брахитерапии применяется чаще всего при внутримолостном облучении области таза. При облучении опухолей шейки и тела матки, предстательной железы измеряются дозы в прямой кишке и в мочевом пузыре. В качестве детекторов используются диодные детекторы.



## 8. In -vivo дозиметрия.

Термин «In-vivo» обозначает проведение экспериментов при живом организме. In-vivo дозиметрия применяется для контроля поглощенной дозы в органах риска при внутриполостном облучении.

Внедрение метода in-vivo дозиметрии в клиническую практику - это выполнение одного из аспектов программы гарантии качества лучевой терапии, согласно которой отклонение подводимой дозы от предписанной должно составлять не менее 5%.

Учитывая имеющееся оборудование в ТООД, In-vivo дозиметрия выполнялась с использованием полупроводниковых детекторов, встроенного дозиметра MULTIDOS и дозиметра DOSE1. Главное преимущество такого оборудования - непрерывное считывание данных в онлайн режиме, что позволяет проводить корректировку процесса облучения.

В ходе работы были поставлены попутные задачи:

- Изучить дозовую нагрузку на критические органы у пациенток с онкозаболеваниями ОМТ во время проведения сеансов внутриполостного облучения на аппарате MultiSource в зависимости от различных методов топометрической подготовки и способов планирования.
- Создание дозиметрических планов для пациента, используя три набора снимков С-дуга, КТ, МРТ. Сравнение полученных результатов.
- Оценка результатов планирования с помощью In Vivo дозиметрии.
- Внедрение в практику планирования ВЛТ с КТ и МРТ подготовкой.
- Оценка дозовых нагрузок при С-дуге, КТ, МРТ подготовке.

Было обследовано 6 пациенток в возрасте от 35 до 47 лет, массой тела от 43 до 89 кг: 4 пациентки с диагнозом рак шейки матки II–III стадии, 2 пациентки с диагнозом рак тела матки I–III стадии.

Для каждой укладки создавался индивидуальный план лечения. Измерение дозы, полученной слизистой прямой кишки, проводилось 2 раза за весь период лечения – на первом сеансе и в середине курса лечения. Во время сеанса облучения пациенты находились в положении лежа на спине, руки под головой. Камера помещалась в прямую кишку на глубину 8 см, с соблюдением необходимых асептических условий для всех пациентов. В ходе сеанса облучения фиксировалась доза, полученная слизистой прямой кишки. Результаты представлены в таблице 7.1.

	РОД Гр	План.Доза на rectum Гр	План.Доза на Фантом. Гр	Измер.Доза на Фантом. Гр	Измер. Доза 1с на rectum Гр	Измер. Доза 3с на rectum Гр	Измер. Доза 5с на rectum Гр
1	5,0	2,1	1,3	1,3	1,7	1,5	
2	5,0	3,5	2,6	2,6	3,2		3,0
3	5,0	2,3	1,6	1,6	2,3	2,1	
4	5,0	3,2	2,4	2,4	2,9	2,5	
5	5,0	1,7	1,0	1,0	1,4	1,1	
6	5,0	3,1	2,2	2,2	2,8		2,6
среднее		2,65	1,85	1,85	2,38	2,13	

Табл.8.1. Результаты измерений.

На слизистую прямой кишки на 1 сеансе приходится от 40% до 60 % от РОД. Дозовая нагрузка на слизистую снижается к середине лечения в среднем на 0,1–0,3 Гр, что вероятнее всего связано с уменьшением инфильтративного отёка тканей и улучшением клинической картины заболевания.

Что дало пациенту внедрение данной методики:

- Индивидуальный контроль лечебного плана пациента, что позволяет проводить корректировку процесса облучения в онлайн режиме;
- Появилась возможность контролировать дозу на критических органах и органах риска (особенно актуально для худых пациентов);
- Отлаженный протокол проведения процедуры, позволяет проводить контроль реальных дозовых нагрузок за короткий промежуток времени, контролируя каждую укладку пациента;
- Выполнение одного из аспектов программы гарантии качества лучевой терапии (контроль разницы между подводимой и предписанной дозой не более 5%);
- Возможность увеличения РОД => уменьшение кол-ва сеансов облучения => снижение сроков лечения (с 5-8 недель до 1-3 недель), без потери качества лечения => улучшение качества жизни пациентов;
- Экономическая выгода.

## 9. Планирование кольпостата с использованием «С дуги» на топометрической подготовке.

Задача, поставленная врачом: длинна кольпостата 5,0см, покрытие 0,5см по периметру плюс 1,0см у основания, РД на PTV = 5,0 Гр. В результате планирования получаем: min покрытие 100% объема задачи 95% - 105% изодозой. Dose Volume (5.0Гр) = 124,64 см<sup>2</sup>. Предполагаемая доза на стенку Rectum 1,5 Гр, на стенку Bladder 1,5 Гр. В ходе in vivo дозиметрии, дозы полученные за фракцию прямой кишкой и мочевым пузырем не превысили предполагаемые значения.

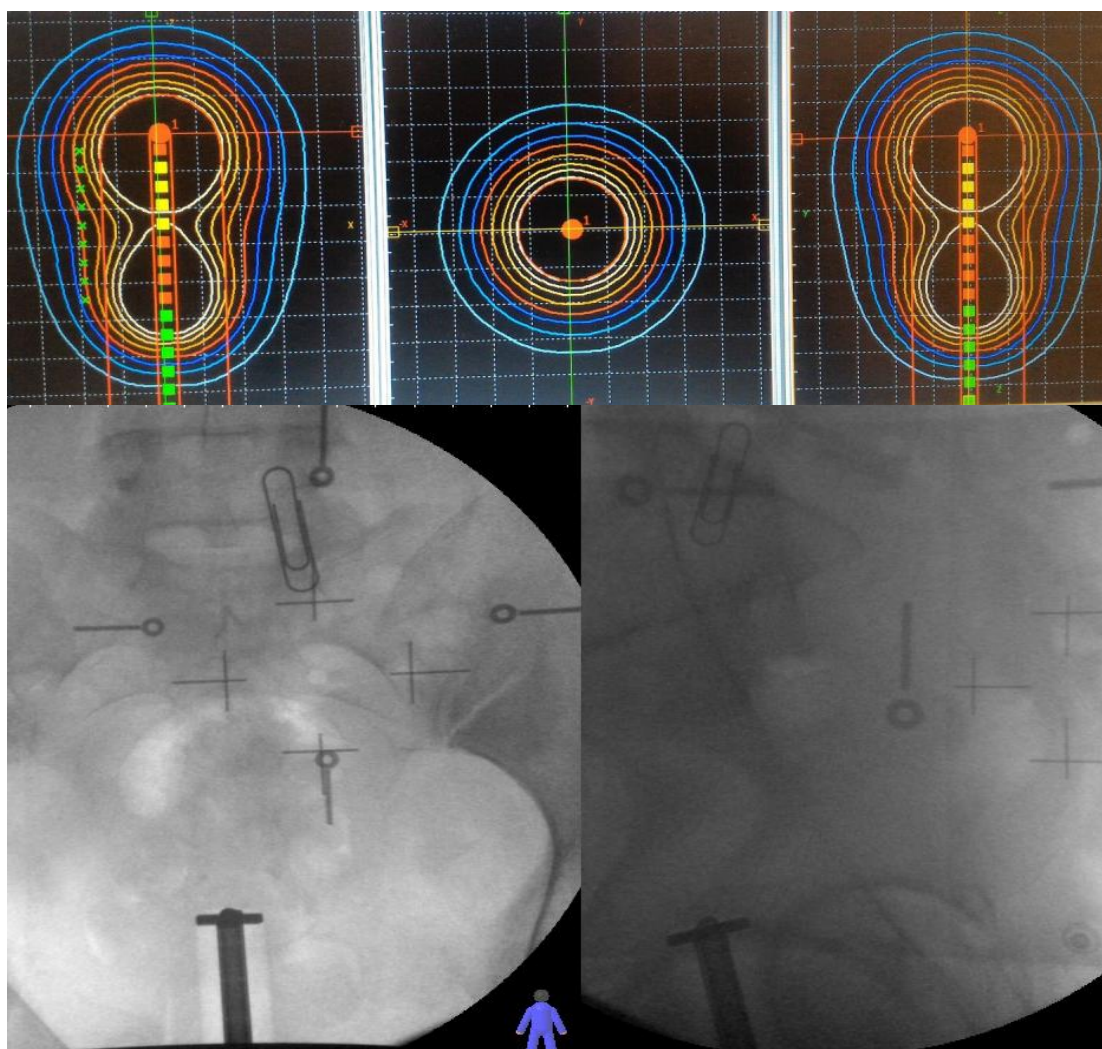


Рисунок 9.1. Планирование кольпостата с использованием «С дуги».

## 10. Планирование кольпостата с использованием «КТ» на топометрической подготовке.

Задача, поставленная врачом: min покрытие 95%-107% объема оконтуренной мишени 95%-105% изодозой, РД на PTV = 5,0 Гр. В результате планирования получаем: длина кольпостата 6,0см, min покрытие 100% объема задачи 95% - 105% изодозой, Dose Volume (5.0Гр) = 187,83 см<sup>2</sup>. Расчетная доза на стенку Rectum 0,5Гр, на стенку Bladder 0,8 Гр (покрывает менее 13%V), подтверждено в ходе проведения in vivo дозиметрии.

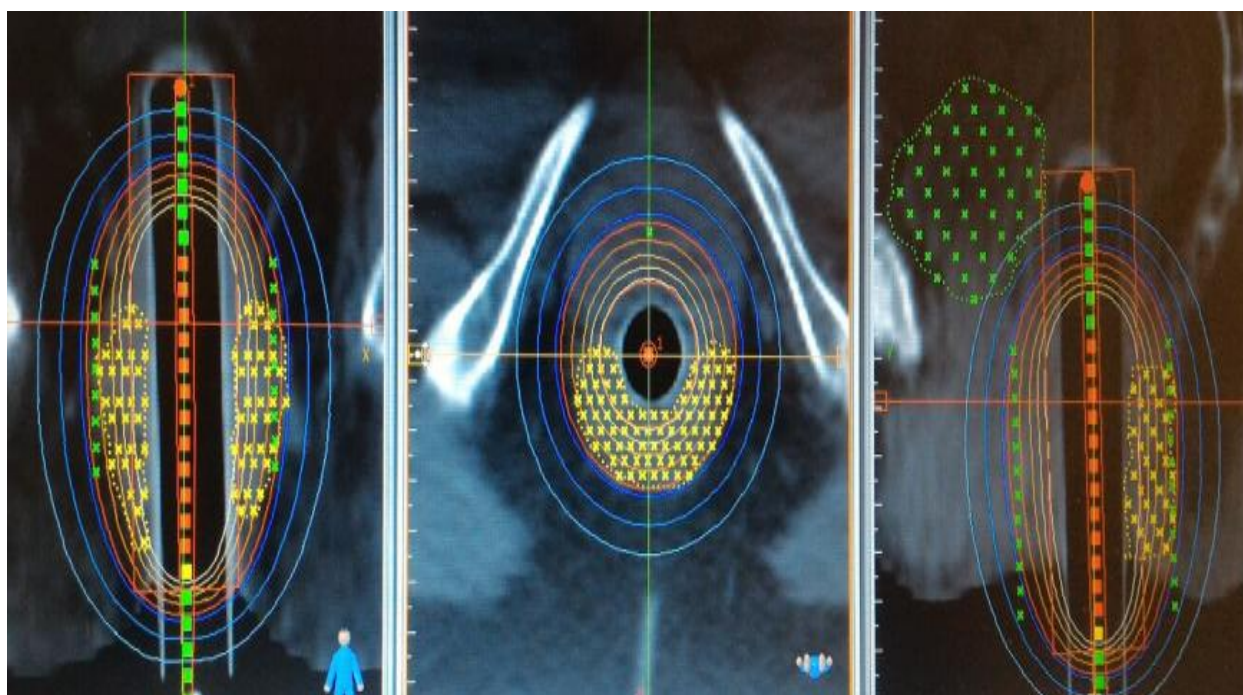


Рисунок 10.1. Планирование кольпостата с использованием «КТ».



## Сравнение планов лечения кольпостата на «С-дуге» и «КТ».

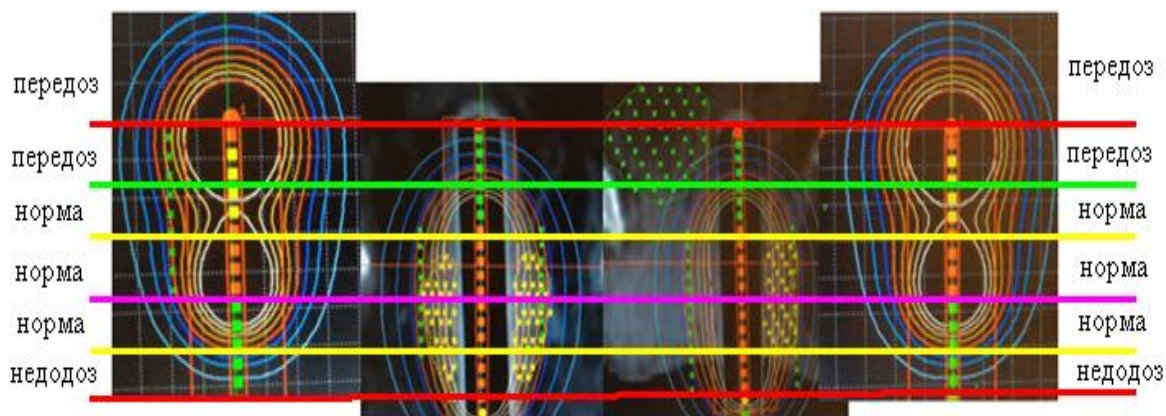


Рисунок 10.2. Сравнение кольпостатов по длине на «С-дуге» и «КТ».

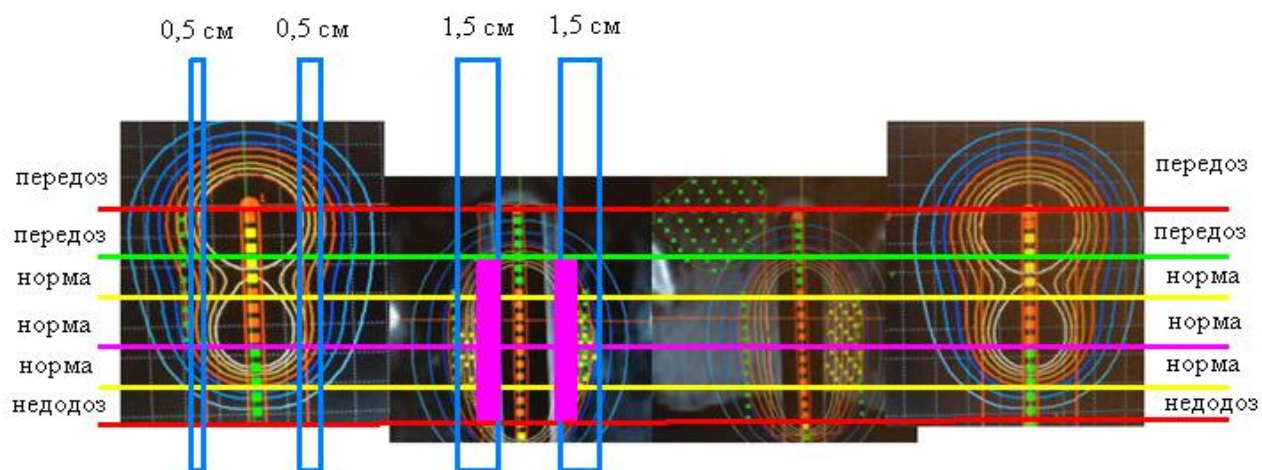


Рисунок 10.3. Сравнение кольпостатов по ширине на «С-дуге» и «КТ».

При сравнение двух планов разница по глубине составила от 2,0см. до 4,0см, разница по длине 1,0 см, по ширине 1,0 см. Суммарный итог недооблучение PTV на «С-дуге» 63,19 см<sup>2</sup>, облучение лишней ткани на «С-дуге» 75,62 см<sup>2</sup>. Для качества облучения пациента выбор очевиден: Изначальное планирование и подготовка первого сеанса внутриполостного гинекологического облучения должна проводиться только на «КТ» с дальнейшим использованием «С-дуги» для Fusion планирования.

## 11. Планирование системы манчестер с использованием «КТ» топометрической подготовкой.

Задача, поставленная врачом: min покрытие 95%-107% объема оконтуренной мишени 95%-105% изодозой, РД на PTV = 5,0 Гр. В результате планирования получаем: длинна эндостата 7,0см, min покрытие 100% объема задачи min 95% изодозой, Dose Volume (5.0Гр) = 102,67 см<sup>2</sup>. Расчетная доза на стенку Rectum max 3,4Гр (покрывает менее10%V), на стенку Bladder max 2,9 Гр (покрывает менее10%V), подтверждена в ходе проведения in vivo дозиметрии.

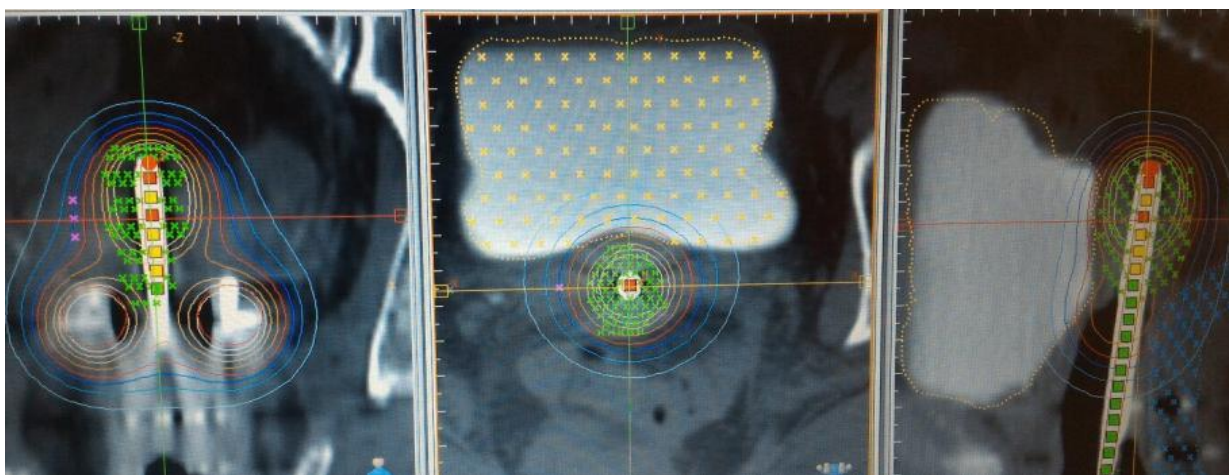


Рисунок 11.1. Система манчестер с «КТ» топометрической подготовкой.

## 12. Планирование системы манчестер с «МРТ» топометрической подготовкой.

Задача, поставленная врачом: min покрытие 95%-107% объема мишени 95%-105% изодозой, РД на PTV = 5,0 Гр. В результате планирования получаем: длина эндостата 7,0см, min покрытие 100% объема мишени min 95% изодозой, Dose Volume (5.0Гр) = 101,63 см<sup>2</sup>. Расчетная доза на стенку Rectum max 3,3Гр (покрывает менее10%V), на стенку Bladder max 2,7 Гр (покрывает менее10%V), подтверждена в ходе проведения in vivo дозиметрии.

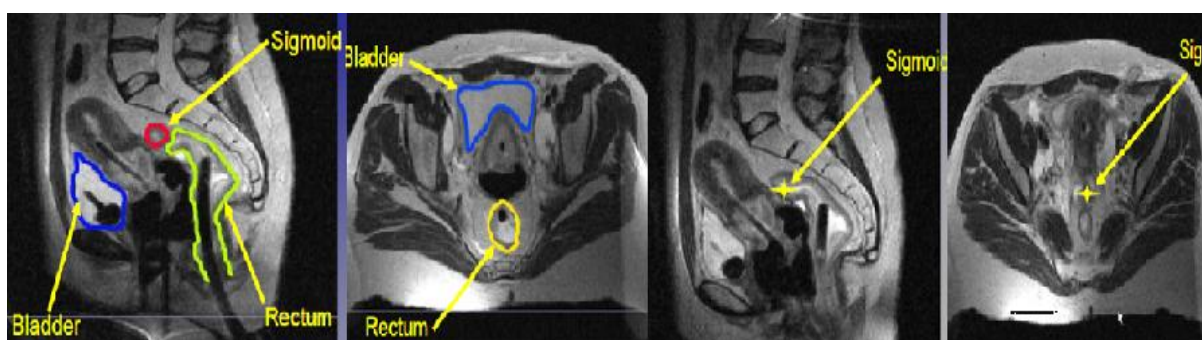


Рисунок 12.1. Система манчестер с «МРТ» топометрической подготовкой.

Сравним планы системы Манчестер на «КТ» и «МРТ».

Результатом планирования системы манчестер на КТ является длина эндостата в 7,0см, при этом min покрытие 100% объема задачи составило min 95% изодозой, Dose Volume (5.0Гр) = 102,67 см<sup>2</sup>. Доза на стенку прямой кишки составила max 3,4Гр покрывает менее 10% ее объема, доза на стенку мочевого пузыря max 2,9 Гр покрывает менее 10% его объема.

Результатом планирования системы манчестер на МРТ является длина эндостата в 7,0см, при этом min покрытие 100% объема задачи составило min 95% изодозой, Dose Volume (5.0Гр) = 101,63 см<sup>2</sup>. Доза на стенку прямой кишки составила max 3,3Гр покрывает менее 10% ее объема, доза на стенку мочевого пузыря max 2,7 Гр покрывает менее 10% его объема.



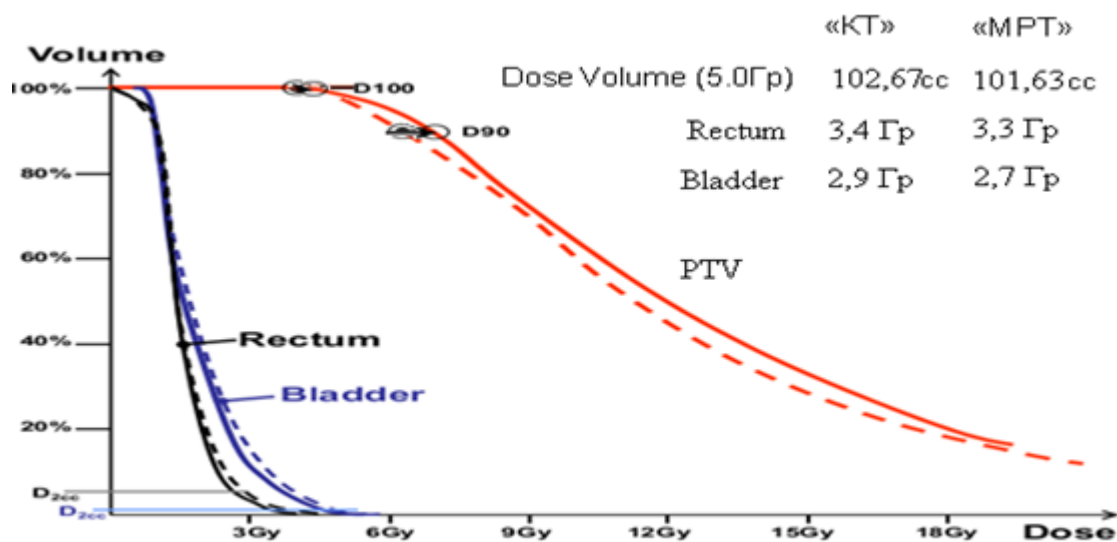


Рисунок 12.2. Сравнение планов системы манчестер, полученных с использованием «КТ» и «МРТ» топометрической подготовкой.

Разница между результатами «КТ» и «МРТ» планированием системы манчестер практически отсутствует, а так же учитывая техническую, экономическую и трудозатратную часть реализации КТ и МРТ сканирования, становится очевидно более выгодное использование 3D - КТ топометрической подготовки в качестве первичной подготовки пациента на укладку, дальнейшие планы достаточно контролировать с помощью «С-дуги», используя два ортогональных снимка. Однако необходимо отметить, что визуализация объема мишени в разы лучше на МРТ топометрической подготовке, особенно для врача, который более четко видит картину инфильтрации и распространения процесса, а следовательно этот метод будет более предпочтителен для проведения планирования брахитерапии локализаций кожи, молочной железы, рото- и носоглотка, пищевод, легкие, желудка.

### 13. Результаты работы.

В ходе работы выполнены задачи и сделаны выводы:

- Внедрен протокол проведения процедуры in-vivo дозиметрии, позволяющий контролировать каждую укладку пациента;
- В практику планирования внедрена КТ и МРТ подготовка пациентов;
- Созданы дозиметрические планы для пациентов, используя различные наборы снимков С-дуга, КТ, МРТ. Выполнено сравнение полученных результатов;
- Оценка полученных результатов планирования проведена с помощью внедренной в практику In- Vivo дозиметрией;
- Индивидуальный контроль лечебного плана пациента, позволяет проводить корректировку процесса облучения в онлайн режиме;
- Отлаженный протокол проведения процедуры, позволяет проводить ее за короткий промежуток времени, контролируя каждую укладку пациента.
- В качестве первичного планирования заболеваний органов малого таза обязательна подготовка пациентов с помощью «КТ» и/или «МРТ» подготовки, дальнейшие укладки необходимо контролировать «С-дугой»;
- Найдена возможность увеличения РОД => уменьшение кол-ва сеансов облучения => снижение сроков лечения (с 5-8 недель до 1-3 недель), без потери качества лечения => улучшение качества жизни пациентов, что позволит увеличить рентабельность лечения;
- Требуется исследование возможности совмещения (fusion) планов созданных в системе HDR plus для внутрисполостной лучевой терапии и системе XiO для дистанционной лучевой терапии;
- Требуется исследование эффективного снижения дозовой нагрузки на критические органы при лечении других доступных локализаций (кожа, молочной железы, рото- и носоглотка, пищевод, легкие, желудок).

В ходе исследования удалось добиться снижения дозовой нагрузки на критические органы, без потери покрытия объема мишени, а так же снизить объем облучения лишних тканей, благодаря четкой визуализации мишени, использованию индивидуальных защитных блоков на КТ и МРТ аппаратах, созданию дозиметрических планов облучения по более современным стандартам, где объем PTV в разы меньше стандартных методик, однако его четкий контроль при помощи визуализации позволяет подвести максимальную дозу в зону интереса, при этом осуществить контроль подведенной дозы при помощи In-Vivo дозиметрии.

Так же необходимо отметить, что разница между результатами «КТ» и «МРТ» планированием системы манчестер практически отсутствует, а так же учитывая техническую, экономическую и трудозатратную часть реализации КТ и МРТ сканирования, становится очевидно более выгодное использование 3D - КТ топометрической подготовки в качестве первичной подготовки пациента на укладку, дальнейшие планы достаточно контролировать с помощью «С-дуги», используя два ортогональных снимка. Однако необходимо отметить, что визуализация объема мишени в разы лучше на МРТ топометрической подготовке, особенно для врача, который более четко видит картину инфильтрации и распространения процесса, а следовательно этот метод будет более предпочтителен для проведения планирования брахитерапии локализаций кожи, молочной железы, рото- и носо- глотка, пищевод, легкие, желудка.

## **14. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение**

### **14.1. Предпроектный анализ**

В настоящее время перспективность научного исследования определяется не столько масштабом открытия, оценить которое на первых этапах жизненного цикла высокотехнологического и ресурсоэффективного продукта бывает достаточно трудно, сколько коммерческой ценностью разработки. Оценка коммерческой ценности разработки является необходимым условием при поиске источников финансирования для проведения научного исследования и коммерциализации его результатов. Это важно для разработчиков, которые должны представлять состояние и перспективы проводимых научных исследований.

Необходимо понимать, что коммерческая привлекательность научного исследования определяется не только превышением технических параметров над предыдущими разработками, но и тем, насколько быстро разработчик сумеет найти ответы на такие вопросы – будет ли продукт востребован рынком, какова будет его цена, каков бюджет научного проекта, какой срок потребуются для выхода на рынок и т.д.

Достижение цели обеспечивается решением задач:

- оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований;
- определение возможных альтернатив проведения научных исследований, отвечающих современным требованиям в области ресурсоэффективности и ресурсосбережения;
- планирование научно–исследовательских работ;
- определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования.

## **14.2. Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения**

Важно реалистично оценить сильные и слабые стороны разработок конкурентов. Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для ее будущего повышения.

Данный анализ проведен с помощью оценочной карты (таблица 12.1). Для этого отобрано две конкурентные разработки. Критерии для сравнения и оценки ресурсоэффективности и ресурсосбережения, приведенные в таблице 12.1, подбирали исходя из выбранных объектов сравнения с учетом их технических и экономических особенностей разработки, создания и эксплуатации. Первая конкурентная разработка подразумевает использование всех трех типов визуализации для всех пациентов одновременно. Вторая конкурентная разработка подразумевает использование только двух типов визуализации для всех пациентов. Разработка данной работы подразумевает использование одного или двух типов визуализации, с привязкой по локализации, для каждого пациента в частности, без потери качества подготовки.

Таблица 14.1 – Оценочная карта для сравнения конкурентных разработок

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкурентоспособность		
		Бф	Бк1	Бк2	Кф	Кк1	Кк2
1	2	3	4	5	6	7	8
<b>Технические критерии оценки ресурсоэффективности</b>							
1.Время наработки данных для визуализации	0,2	5	2	3	1,00	0,40	0,60
2. Помехоустойчивость (вероятность ошибки исполнителя)	0,1	5	4	3	0,50	0,40	0,30
3. Безопасность	0,1	5	5	3	0,50	0,50	0,30
4. Потребность в ресурсах памяти	0,1	5	2	3	0,50	0,20	0,30
5.Функциональная мощность оборудования (предоставляемые возможности)	0,1	5	5	4	0,50	0,50	0,40
6. Удобство в эксплуатации	0,1	5	3	4	0,50	0,30	0,40
7.Отсутствие дорогостоящего оборудования для реализации метода	0,1	5	3	3	0,50	0,30	0,30
<b>Экономические критерии оценки эффективности</b>							
1. Конкурентоспособность продукта	0,05	5	4	3	0,25	0,20	0,15
2. Цена	0,10	5	3	3	0,50	0,30	0,30
3. Финансирование научной разработки	0,05	5	4	4	0,25	0,20	0,20
Итого	1				5,0	3,3	3,25

Позицию разработки и конкурентов оценивали по каждому показателю экспертным путем по пятибалльной шкале, где 1 – наиболее слабая позиция, а 5 – наиболее сильная. Веса показателей, определяемые экспертным путем, в сумме должны составлять 1.

Анализ конкурентных технических решений определяется по формуле:

$$K_i = \frac{W_i \cdot B_i}{\sum W_i \cdot B_i} \quad (1)$$

где  $K$  – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;  $W$  – вес показателя (в долях единицы);  $B_i$  – балл  $i$ -го показателя.

Сегодня на практике для создания планов облучения используются различные способы визуализации мишени. Такой подход существенно

усложняет и удорожает процесс разработки лечебного плана для доставки терапевтической дозы. Введение стандартных методик получения изображений, которые рассчитаны с учетом непосредственной задачи, позволит быстро и точно создать терапевтический план с необходимым изодозным распределением без потери его качества.

Вывод: Данный анализ позволяет говорить о том, что исследование является эффективным, так как обеспечивает достойное качество подготовки и результатов для каждого пациента в частности. Дальнейшее инвестирование данной разработки можно считать целесообразными.

### 14.3. Планирование управления научно–техническим проектом.

В процессе создания иерархической структуры работ проекта структурированы и определены содержание всего проекта, которые представлены на рисунке 14.3.1.

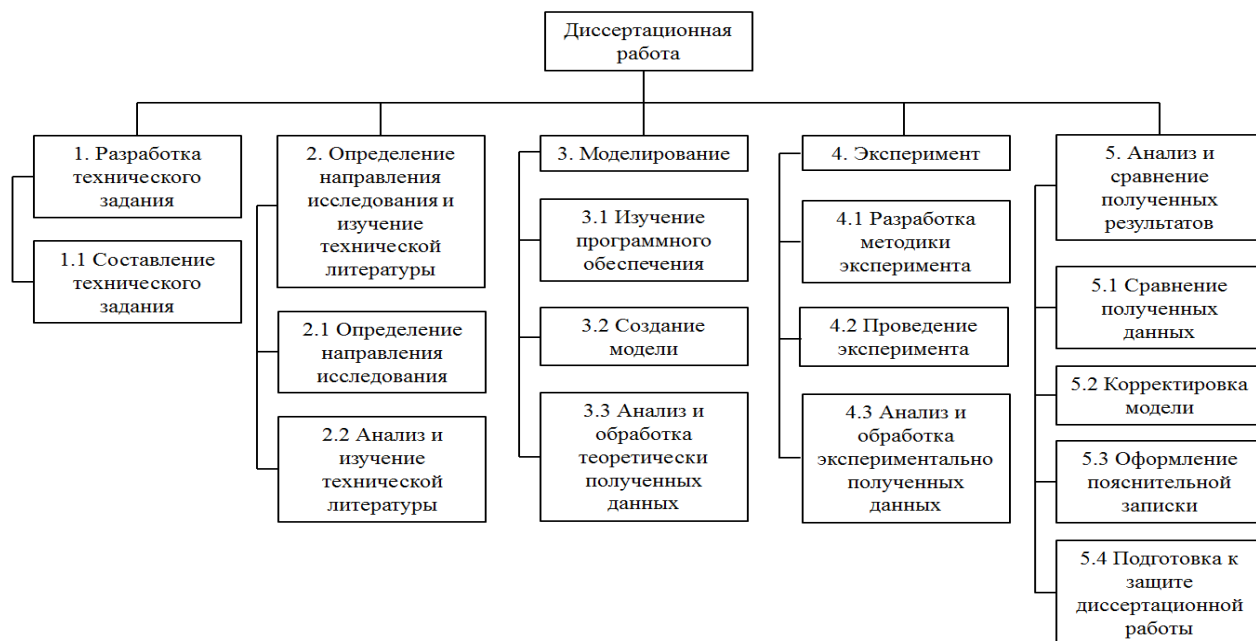


Рисунок 14.3.1. Иерархическая структура работ.

Группа процессов планирования состоит из процессов, осуществляемых для определения общего содержания работ, уточнения целей и разработки последовательности действий, требуемых для достижения данных целей.

Иерархическая структура работ (ИСР) – детализация укрупненной структуры работ.

#### **14.4. SWOT – анализ**

SWOT – Strengths (сильные стороны), Weaknesses (слабые стороны), Opportunities (возможности) и Threats (угрозы) – представляет собой комплексный анализ научно–исследовательского проекта. SWOT – анализ применяют для исследования внешней и внутренней среды проекта.

Для оценки фактического положения и стратегических перспектив проекта и его жизнеспособности, получаемых в результате изучения сильных и слабых сторон, его рыночных возможностей и факторов риска необходимо провести SWOT – анализ.

Сильные стороны – это факторы, характеризующие конкурентоспособную сторону научно–исследовательского проекта. Сильные стороны свидетельствуют о том, что у проекта есть отличительное преимущество или особые ресурсы, являющиеся особенными с точки зрения конкуренции. Другими словами, сильные стороны – это ресурсы или возможности, которыми располагает руководство проекта и которые могут быть эффективно использованы для достижения поставленных целей.

Слабые стороны – это недостаток, упущение или ограниченность научно–исследовательского проекта, которые препятствуют достижению его целей. Это то, что плохо получается в рамках проекта или где он располагает недостаточными возможностями или ресурсами по сравнению с конкурентами.

Возможности включают в себя любую предпочтительную ситуацию в настоящем или будущем, возникающую в условиях окружающей среды проекта, например, тенденцию, изменение или предполагаемую потребность, которая поддерживает спрос на результаты проекта и позволяет руководству проекта улучшить свою конкурентную позицию.



Угроза представляет собой любую нежелательную ситуацию, тенденцию или изменение в условиях окружающей среды проекта, которые имеют разрушительный или угрожающий характер для его конкурентоспособности в настоящем или будущем. В качестве угрозы может выступать барьер, ограничение или что-либо еще, что может повлечь за собой проблемы, разрушения, вред или ущерб, наносимый проекту.

Для того чтобы оценить варианты стратегического выбора и разобраться с различными комбинациями взаимосвязей областей матрицы SWOT построим интерактивную матрицу проекта, которая показывает соответствие сильных и слабых сторон возможностям (таблица 14.2).

Таблица 14.2. Интерактивная матрица проекта

		Сильные стороны проекта			Слабые стороны проекта		
		C1	C2	C3	Сл1	Сл2	Сл3
Возможности							
	B1	+	-	-	+	-	+
	B2	+	+	+	+	+	+
	B3	+	+	+	+	-	-

Третьим этапом является составление итоговой матрицы SWOT – анализа. В таблице 14.3 представлен SWOT – анализ в виде таблицы, так же показаны результаты пересечений сторон, возможностей и угроз.

Таблица 14.3. SWOT – анализ

	<p><b>Сильные стороны научно–исследовательского проекта:</b></p> <p>С1.Осуществление обработки результатов без применения лишней дорогостоящей подготовки.</p> <p>С2.Снижение дозовой нагрузки на пациента.</p> <p>С3.Простота и доступность используемой аппаратуры.</p>	<p><b>Слабые стороны научно–исследовательского проекта:</b></p> <p>Сл1.Необходимо наличия дорогостоящего оборудования для более точного результата.</p> <p>Сл2.Увеличенное время сбора данных.</p> <p>Сл3.Более трудоемкий процесс подготовки пациента.</p>
<p><b>Возможности:</b></p> <p>В1. Использование результатов для in–vivo оценки дозовой нагрузки на пациента.</p> <p>В2. Появление дополнительного спроса на готовый продукт.</p> <p>В3. Сотрудничество с рядом новых организаций.</p>	<p><b>Результаты анализа интерактивной матрицы проекта полей «Сильные стороны и возможности»:</b></p> <p>1.Осуществление обработки результатов без применения лишней дорогостоящей подготовки даст возможность колоссальной экономии средств, и как следствие, увеличивает количество заинтересованных в исследовании организаций.</p> <p>2.Снижение дозовой нагрузки на пациента дает возможность проведения дополнительных исследований и корректировки курса лечения.</p> <p>3.Простота используемой аппаратуры даст возможность увеличить спрос на продукт.</p>	<p><b>Результаты анализа интерактивной матрицы проекта полей «Слабые стороны и возможности»:</b></p> <p>1.Необходимо наличия дорогостоящего оборудования для более точного результата оценки дозовой нагрузки.</p> <p>2. Трудоемкость процесса подготовки пациента дает увеличенное времени сбора данных, которые могут использоваться для оценки динамики лечения.</p> <p>3. При расширении спектра пациентов, увеличивается прибыль, что положительно скажется на привлечении к данному методу новых организаций.</p>
<p><b>Угрозы:</b></p> <p>У1. Сложность финансирования со стороны, как университета, так и государства.</p> <p>У2. Сложность ремонта оборудования в случае поломки.</p>	<p><b>Результаты анализа интерактивной матрицы проекта полей «Сильные стороны и угрозы»:</b></p> <p>1. Снижение дозовой нагрузки на пациента дает возможность проведения дополнительных исследований и корректировки курса лечения что дает преимущество перед конкурентами и дополнительный доход</p> <p>2. Осуществление обработки результатов без применения сложных программ, не даст нам задержку по получению полных</p>	<p><b>Результаты анализа интерактивной матрицы проекта полей «Слабые стороны и угрозы»:</b></p> <p>1. Избежать покупки и ремонта дорогостоящего оборудования возможно методом импортозамещения.</p> <p>2. Разработка новых протоколов сканирования позволит сократить время сбора данных, а подбор оптимального режима сканирования увеличит срок эксплуатации оборудования и снизит риски его поломок.</p>

	результатов для исследования.	
--	-------------------------------	--

Вывод: из SWOT – анализа видно, что для реализации данной работы нет необходимости получать дополнительное финансирование, более того грамотная реализация результатов работы позволит экономить огромные средства организации, улучшить качество лечения, увеличить поток пациентов, а следовательно и прибыль.

#### 14.5. Контрольные события проекта

В рамках данного раздела определены ключевые события проекта, их даты и результаты, которые получены по состоянию на эти даты. Информация сведена в таблице 14.5.3.

Таблица 14.5.3 – Контрольные события проекта

№	Контрольное событие	Дата	Результат (подтверждающий документ)
1	Разработка технического задания	06.02.2017 – 10.02.2017	Приказ о ВКР
1.1	Составление технического задания	10.02.2017 – 15.02.2017	–
2.1	Определение направления исследования	15.02.2017 – 20.02.2017	–
2.2	Анализ и изучение технической литературы	20.02.2017 – 12.03.2017	Список литературы
3.1	Изучение программного обеспечения	13.03.2017 – 20.03.2017	–
3.2	Создание дозиметрических планов	20.03.2017 –	–

		27.03.2017	
3.3	Анализ и обработка теоретически полученных данных	27.03.2017 – 03.04.2017	Отчет
4.1	Разработка методики эксперимента	03.04.2017 – 10.04.2017	Методика
4.2	Проведение эксперимента	10.04.2017 – 24.04.2017	–
4.3	Анализ и обработка экспериментально полученных данных	24.04.2017 – 08.05.2017	Отчет
5.1	Сравнение полученных данных	08.05.2017 – 15.05.2017	Отчет
5.2	Корректировка модели	15.05.2017 – 22.05.2017	–
5.3	Оформление пояснительной записки	20.02.2017 – 31.05.2017	Пояснительная записка
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	01.06.2017 – 10.06.2017	Презентация

#### 14.6. План проекта

В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный график проекта, представленный в таблице 12.6.4. Далее с помощью диаграммы Ганта в таблице 12.6.4 проиллюстрирован календарный план проекта, на котором работы по теме характеризуются датами начала и окончания выполнения данных работ.

Таблица 14.6.4 – Календарный план проекта

Код	Название	Кол. дн.	Дата начала и окончания работ	Состав участников
1	Разработка технического задания	1	09.02.2017 – 10.02.2017	Руководитель
1.1	Составление технического задания	1	10.02.2017 – 11.02.2017	Руководитель
2.1	Определение направления исследования	1	12.02.2017 – 13.02.2017	Руководитель магистрант
2.2	Анализ и изучение технической литературы	26	14.02.2017 – 12.03.2017	Магистрант
3.1	Изучение программного обеспечения	13	13.03.2017 – 26.03.2017	Магистрант
3.2	Создание дозиметрических планов	1	26.03.2017 – 27.03.2017	руководитель магистрант
3.3	Анализ и обработка теоретически полученных	7	27.03.2017 – 03.04.2017	Магистрант

	данных			
4.1	Разработка методики эксперимента	1	03.04.2017 – 04.04.2017	Руководитель магистрант
4.2	Проведение эксперимента	1	05.04.2017 – 06.04.2017	Руководитель магистрант
4.3	Анализ и обработка экспериментально полученных данных	31	07.04.2017 – 08.05.2017	Магистрант
5.1	Сравнение полученных данных	7	08.05.2017 – 15.05.2017	Магистрант
5.2	Корректировка модели	7	15.05.2017 – 22.05.2017	Магистрант
5.3	Оформление пояснительной записки	8	23.05.2017 – 31.05.2017	Магистрант
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	1	01.06.2017 – 02.06.2017	Руководитель магистрант

Таблица 12.6.5 – Календарный план – график в виде диаграммы Ганта.

№ работ	Вид работ	Исполнители	$T_{ki}$ , чел. дн.	Продолжительность выполнения работ													
				Фев.		Март			Апр.			Май.			Июнь		
				2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	
1	Разработка технического задания	Руководитель	1	■													
1.1	Составление технического задания	Руководитель	1	■	■												
2.1	Определение направления исследования	Руководитель Магистрант	1		■												
2.2	Анализ и изучение технической литературы	Магистрант	26		■	■	■										
3.1	Изучение программного обеспечения	Магистрант	13				■	■	■								
3.2	Создание модели	Руководитель Магистрант	1					■	■								
3.3	Анализ и обработка теоретически полученных данных	Магистрант	7					■	■	■							
4.1	Разработка методики эксперимента	Руководитель Магистрант	1						■	■							
4.2	Проведение эксперимента	Руководитель Магистрант	1							■	■						
4.3	Анализ и обработка экспериментально полученных данных	Магистрант	31								■	■	■				
5.1	Сравнение полученных данных	Магистрант	7									■	■	■			
5.2	Корректировка модели	Магистрант	7										■	■	■		
5.3	Оформление пояснительной записки	Магистрант	8											■	■	■	
5.4	Подготовка к защите диссертационной работы	Руководитель Магистрант	1												■	■	

#### **14.7. Бюджет научно – технического исследования (НТИ)**

При планировании бюджета НТИ должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов расходов, связанных с его выполнением. В процессе формирования бюджета НТИ используется следующая группировка затрат по статьям:

- Материалы;
- Затраты на оплату труда работников, непосредственно участвующих в НИОКР;
- Отчисления во внебюджетные фонды;
- Спецоборудование для научных и экспериментальных работ;
- Накладные расходы;

Выше перечисленные статьи относятся к прямым затратам, величину прямых затрат, как правило, следует определять прямым счетом, это затраты, связанные непосредственно с выполнением конкретного НТИ, остальные затраты рассчитываются косвенным способом, это затраты на содержание аппарата управления, общетехнических и общехозяйственных служб, они объединяются в статье «Накладные расходы».

#### **14.8. Расчет материальных затрат**

Основными затратами в данной исследовательской работе являются затраты на электроэнергию при работе на планирующей системе и томографах. Результаты расчётов по затратам на материалы приведены в таблице 12.8.1.

Таблица 14.8.1 – Материальные затраты

Наименование	Марка, размер	Количество	Цена за единицу, руб.	Сумма, руб.
Электроэнергия на все оборудование	—	300 кВт·ч	5,8	1740
Бумага	SvetoCopy	2 пачки	210	420
Ручка	Pilot	1	30	30
Доступ в интернет	—	4 месяца	350	1400
Всего за материалы				3590
Итого:				3590

#### 14.9. Расчёт амортизации оборудования для экспериментальных работ.

Данная статья включает в себя все затраты, связанные с приобретением специального оборудования, необходимого для проведения работ по тематике диссертации.

В данной диссертационной работе к спецоборудованию, необходимому для проведения экспериментальных работ, относятся Аппарат для контактной лучевой терапии «MultiSource HDR» в ОГАУЗ «Томский областной онкологический диспансер», который был создан ведущей мировой корпорацией по разработке и производству высокотехнологичного медицинского оборудования и информационных систем для лучевой терапии в Швеции и его ориентировочная стоимость составляет 80 000 000 рублей при назначенном сроке службы – 30 лет, клинический дозиметр DOSE 1 – 500 000 руб – 20 лет, тканеэквивалентный фантом – 285 000 руб – 100 лет, компьютерный томограф «Toshiba» 70 000 000 руб – 25 лет, магнито – резонансный томограф «SIEMENS» 150 000 000 руб – 25 лет, рентгеновский аппарат визуализации контактной лучевой терапии «С-ДУГА» 35 000 000 руб – 25 лет, система планирования и 3d топографии «HDR plus» 15 000 000 руб -25 лет, дозиметрические камера – 200 000 руб – 10 лет,



Затраты на амортизацию оборудования рассчитываются по формуле:

$$A = \frac{C}{T} \quad (2)$$

где  $C$  – стоимость оборудования в рублях;  $T$  – срок службы, в количестве дней. Т.к. системы создания «микроклимата» для оборудования работают круглосуточно и без перерыва, вне зависимости от загруженности аппаратов, то для расчета рабочего времени используется полное количество дней в году (365 дней).

Оборудование использовалось в течение 45 дней, таким образом, затраты на оборудование:

#### 14.10. Затраты на оплату труда исполнителей НТИ

Статья включает основную заработную плату работников, непосредственно занятых выполнением НТИ, (включая премии, доплаты) и дополнительную заработную плату [26].

$$Z = Z_{осн} + Z_{доп} \quad (3)$$

где  $Z_{осн}$  – основная заработная плата;  $Z_{доп}$  – дополнительная заработная плата.

Основная заработная плата научного руководителя рассчитывается на основании отраслевой оплаты труда. Отраслевая система оплаты труда в ТПУ предполагает следующий состав заработной платы:

– оклад – определяется предприятием. В ТПУ оклады распределены в соответствии с занимаемыми должностями, например, ассистент, ст. преподаватель, доцент, профессор.

– стимулирующие выплаты – устанавливаются руководителем подразделений за эффективный труд, выполнение дополнительных обязанностей и т.д.

Дополнительная заработная плата включает оплату за непроработанное время (очередной и учебный отпуск, выполнение государственных обязанностей, выплата вознаграждений за выслугу лет и т.п.) и рассчитывается исходя из 10-15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы:

$$D = Z_{осн} \cdot K, \quad (4)$$

где  $D$  – дополнительная заработная плата в рублях;  $K$  – коэффициент дополнительной зарплаты (30% районный коэффициент + 20% коэффициент качества);  $Z_{осн}$  – основная заработная плата в рублях.

Основная заработная плата руководителя рассчитывается по формуле:

$$Z_{осн} = Z_{осн.р} \cdot N, \quad (5)$$

где  $Z_{осн.р}$  – основная заработная плата одного работника;  $N$  – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником в рабочих днях;  $Z_{ср}$  – среднедневная заработная плата работника в рублях.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{ср} = \frac{O}{M \cdot F}, \quad (6)$$

где  $O$  – месячный должностной оклад работника, руб.;  $M$  – количество месяцев работы без отпуска в течение года;  $F$  – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала (в рабочих днях).

Количество месяцев работы без отпуска в течение года рассчитывается следующим образом: при отпуске в 28 рабочих дней  $M = 11$  месяцев, 5-дневная неделя.

Основная заработная плата руководителя за период проведения работ (32 рабочих дня) равна:

\_\_\_\_\_

Заработная плата магистра состоит из стипендии. Магистр, выполнивший данную работу, получает стипендию в размере 2100 руб. Заработная плата составит:

#### **14.11. Отчисления во внебюджетные фонды**

Размер отчислений во внебюджетные фонды составляет 32% в 2017 от суммы затрат на оплату труда работников, непосредственно занятых выполнением НИОКР.

, (8)

где — коэффициент отчислений в социальные фонды.

#### **14.12. Накладные расходы**

Для учета накладных расходов нужно учесть расходы на содержание аппарата управления и общехозяйственных (общеуниверситетских) служб, которые в равной степени относятся ко всем выполняемым НИИ. По этой статье учитываются оплата труда административно-управленческого персонала, содержание зданий, оргтехники и хозинвентаря, амортизация имущества, расходы по охране труда и подготовке кадров.

Накладные расходы учитывают прочие затраты организации, не попавшие в предыдущие статьи расходов: печать и ксерокопирование материалов исследования, оплата услуг связи, электроэнергии, почтовые и телеграфные расходы, размножение материалов и т.д. Их величина определяется по следующей формуле:

$$, \quad (9)$$

где — коэффициент, учитывающий накладные расходы.

Величину коэффициента накладных расходов взята в размере 16%.

.

#### **14.13. Формирование бюджета затрат научно-технического исследования (НТИ)**

Рассчитанная величина затрат научно-исследовательской работы является основой для формирования бюджета затрат проекта. Определение бюджета затрат на научно-исследовательский проект по каждому варианту исполнения приведен в таблице 12.13.1.

Таблица 14.13.1. – Расчет бюджета затрат НТИ

Наименование статьи	Стоимость затрат, в рублях (руководитель + магистр)
1. Материальные затраты НТИ	3590
2. Затраты на оборудование	
3. Затраты по основной заработной плате исполнителей темы	17430
4. Затраты по дополнительной заработной плате исполнителей темы	10395
5. Отчисления во внебюджетные фонды	5544
6. Накладные расходы	
7. Бюджет затрат НТИ	2 555 939 руб.

В ходе выполнения экономической части ВКР были проведены расчеты плановой себестоимости проведения НТИ и времени, необходимого на проведение ВКР. Плановая себестоимость работы составляет 2 555 939руб., основная составляющая, которой – затраты на оборудование.

#### 14.14. Организационная структура проекта

Организационная структура проекта – наиболее соответствующая проекту временная организационная структура, включающая всех его участников и создаваемая для успешного достижения целей проекта.

Разработка организационной структуры проекта включает:

- идентификацию всех организационных единиц;
- определение ролей участников проекта и их взаимодействия,
- определение ответственности и полномочий;

- распределение ответственности и полномочий между организационными единицами структуры;
- разработку инструкций, регламентирующих взаимодействия в структуре и рабочие процедуры.

Организационная структура проекта является динамической структурой, которая претерпевает изменения в процессе осуществления проекта. Эти изменения зависят от фаз жизненного цикла проекта, типов, используемых в проекте контрактов, и других условий выполнения проекта. Организационная структура данного проекта представлена на рисунке 14.14.1.

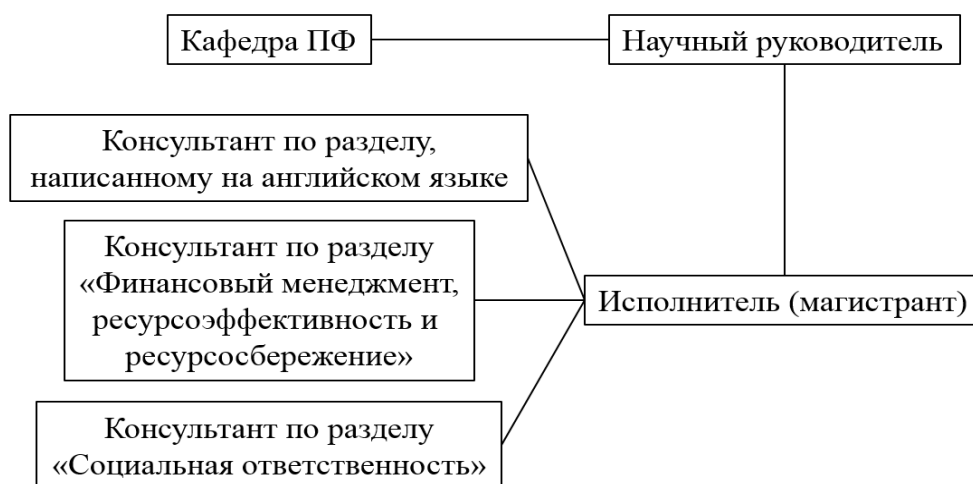


Рисунок 12.14.1. Иерархическая структура работ

### 14.15. Матрица ответственности

Матрица ответственности определяет степень ответственности каждого члена проекта за ту или иную задачу, если он имеет к ней некоторое отношение.

Таблица 14.15.1. Матрица ответственности

Этапы исследования	Научный руководитель	Консультант Англ.яз.	Консультант менеджмент	Консультант Соц.отв-ть.	Магистрант
Сбор и изучение научно-технической литературы	О				И
Изучение программного обеспечения	О				И
Моделирование процесса	О				И
Анализ и обработка полученных теоретически результатов	О				И
Разработка методики экспериментальных исследований	О				И
Проведение экспериментальных исследований	О				И
Анализ и обработка полученных экспериментально результатов	О				И
Оценка ресурсоэффективности и ресурсосбережения			С		И
Раздел социальной ответственности				С	И
Перевод раздела на английский язык		С			И
Оформление пояснительной записки и презентации	С				И

Ответственный (О) – лицо, отвечающее за реализацию этапа проекта и контролирующее его ход. Исполнитель (И) – лицо (лица), выполняющие работы в рамках этапа проекта. Утверждающее лицо (У) – лицо, осуществляющее утверждение результатов этапа проекта (если этап предусматривает утверждение). Согласующее лицо (С) – лицо, осуществляющее анализ результатов проекта и участвующее в принятии решения о соответствии результатов этапа требованиям.

## 14.16. Определение ресурсной эффективности исследования

Интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов исполнения объекта исследования можно определить следующим образом:

$$I_i = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n W_j B_{ij} \quad (10)$$

где  $I_i$  – интегральный показатель ресурсоэффективности для  $i$ -го варианта исполнения разработки;  $W_j$  – весовой коэффициент  $j$ -го варианта исполнения разработки;  $B_{ij}$  – балльная оценка  $i$ -го варианта исполнения разработки, устанавливается экспертным путем по выбранной шкале оценивания;  $n$  – число параметров сравнения.

Расчет интегрального показателя ресурсоэффективности данного исследования представлен в форме таблицы 14.16.1.

Таблица 14.16.1. Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

ПО Критерии	Весовой коэффициент параметра	Текущий проект	Аналог 1	Аналог 2
1.Время наработки данных для визуализации	0,3	5	2	3
2. Помехоустойчивость (вероятность ошибки исполнителя)	0,2	5	4	3
3. Безопасность	0,1	5	5	3
4. Потребность в ресурсах памяти	0,1	5	2	3
5.Функциональная мощность оборудования (предоставляемые возможности)	0,2	5	5	4
6. Удобство в эксплуатации	0,1	5	3	4
ИТОГО	1	5	2,5	3,3



Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$\frac{\sum_{i=1}^n C_i}{C_{\max}}, \quad (11)$$

где  $C_i$  – стоимость  $i$ -го варианта исполнения;  $C_{\max}$  – максимальная стоимость исполнения научно-исследовательского проекта (в т.ч. аналоги).

$$C_i = \frac{C_{\text{аналог}}}{K_i}, \quad (12)$$

Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки ( ) и аналога ( ) определяется на основании интегрального показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле:

$$K_i = \frac{C_i}{C_{\max}}, \quad (13)$$

$$K_i = \frac{C_i}{C_{\max}}, \quad (14)$$

Сравнение интегрального показателя эффективности текущего проекта и аналогов позволит определить сравнительную эффективность проекта.

Сравнительная эффективность проекта:

$$K_i = \frac{C_i}{C_{\max}}, \quad (15)$$

Таблица 14.16.2. Сравнительная эффективность анализа

№ п/п	Показатели	Аналог 1	Аналог 2	Разработка
1	Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки и аналогов	2,5	3,3	5
2	Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки и аналога	2,85	3,3	7,35
3	Сравнительная эффективность вариантов	1,14	1	1,47

	исполнения			
--	------------	--	--	--

Выводы: на основе расчета интегрального показателя с определением двух средневзвешенных величин (финансовой эффективности и ресурсоэффективности научного исследования) можно утверждать что, сравнительная оценка текущего проекта выше других аналогов в худшем случае на 20%, а в лучшем на 47%.

Таким образом, итоговая себестоимость НИР составила рублей, время, необходимое для выполнения работы, составило 107 календарных дней.

## **15. Социальная ответственность**

В современных условиях одним из основных направлений улучшения всей профилактической работы по снижению производственного травматизма и заболеваемости является внедрение системы управления охраной труда, целенаправленную на все стадии производственного процесса.

Охрана труда – система законодательных, гигиенических, организационных, технологических мероприятий, обеспечивающих безопасность, сохранение здоровья и работоспособности человека в процессе труда.

Правила по охране труда и техники безопасности вводятся для предупреждения несчастных случаев, и являются обязательными к исполнению рабочими и руководящими.

Опасным производственным фактором, согласно, называется такой производственный фактор, воздействие которого в определенных условиях приводят к травме или другому внезапному, резкому ухудшению здоровья.

Вредным производственным фактором называется такой производственный фактор, воздействие которого на работающего, в определенных условиях, приводит к заболеванию или снижению трудоспособности.

### 15.1. Анализ опасных и вредных производственных факторов

Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы при написании данной диссертационной работы представлены в таблице 15.1.

Таблица 15.1. – Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы.

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	ФАКТОРЫ ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
Экспериментальные исследования на микротроне ТПУ, НИИ ядерной физики при ТПУ. Обработка данных на ПК	Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне		Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). СП 2.6.1.2523-09.
		Электрический ток	ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность
	Воздействие радиации (ВЧ, УВЧ, СВЧ и т.д.)		СанПиН 2.2.2./2.4.1340-03 Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы»
		Пожароопасность	ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.

Производственные условия на рабочем месте характеризуются наличием опасных и вредных факторов, которые классифицируются по группам элементов: физические, химические, биологические, психофизиологические.

На человека находящегося за ЭВМ воздействуют следующие факторы:

- физические (температура и влажность воздуха, шум, статическое электричество, электромагнитное поле низкой чистоты, освещённость, наличие ионизирующего излучения)
- психофизиологические (физические перегрузки и нервно-психические перегрузки такие как умственное перенапряжение, монотонность труда, эмоциональные перегрузки).

## **15.2. Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного воздействия и устранению их влияния при работе на ПЭВМ.**

Персонал обязан знать и соблюдать правила техники безопасности. Обучение персонала состоит из вводного инструктажа и инструктажа на рабочем месте ответственным лицом.

Проверка знаний проводится квалификационной комиссией после обучения на рабочем месте. Проверяемому, присваивается квалификационная группа и выдается удостоверение. Состояние здоровья устанавливается медицинским освидетельствованием.

### 15.3. Технические мероприятия

Рациональная планировка рабочего места предусматривает четкий порядок и постоянство размещения предметов. То, что требуется для выполнения работ чаще должно располагаться ближе. Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости представлены на рисунке 15.3.1: а – зона максимальной досягаемости рук; б – зона досягаемости пальцев при вытянутой руке; в – зона легкой досягаемости ладони; г – оптимальное пространство для грубой ручной работы; д – оптимальное пространство для тонкой ручной работы.

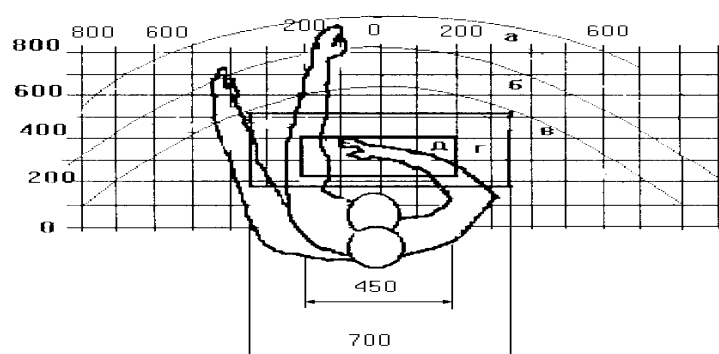


Рисунок 15.3.1 – Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости.

Оптимальное размещение предметов труда и документации в зонах досягаемости рук: дисплей размещается в зоне а (в центре); клавиатура – в зоне г/д; системный блок размещается в зоне б (слева); принтер находится в зоне а (справа); в зоне в (слева) литература и документация, необходимая при работе; в выдвижных ящиках стола – литература, не используемая постоянно.

При проектировании стола учесть следующие требования.

Высота в пределах 680-800 мм. Высота рабочей поверхности клавиатуры 630 мм. Рабочий стол шириной не менее 650 мм, длиной не менее 1300 мм. Иметь пространство для ног высотой не менее 700 мм, шириной – не менее 600 мм, глубина колен – не менее 500 мм, уровень вытянутых ног – не менее 700 мм.

Рабочее кресло подъёмно – поворотное и регулируемое по высоте и углам, наклонное сиденье и спинки. Высота сиденья над уровнем пола 420 – 550 мм. Конструкция рабочего кресла должна обеспечивать: ширину и глубину поверхности сиденья не менее 400 мм; поверхность сиденья с заглаблённым передним краем.

Монитор расположен на уровне глаз на расстоянии 500 – 600 мм. Угол наблюдения в горизонтальной плоскости не более  $45^\circ$  к нормали экрана. Лучше если угол обзора будет составлять  $30^\circ$ . Кроме того должна быть возможность выбирать уровень контрастности и яркости изображения на экране.

Должна предусматриваться возможность регулирования экрана:

- по высоте +3 см;
- по наклону от 10 до 20 градусов относительно вертикали;
- в левом и правом направлениях.

Клавиатуру следует располагать на поверхности стола на расстоянии 100 – 300 мм от края. Нормальным положением клавиатуры является её размещение на уровне локтя оператора с углом наклона к горизонтальной плоскости  $15^\circ$ . Более удобно работать с клавишами, имеющими вогнутую поверхность, четырёхугольную форму с закруглёнными углами. Конструкция клавиши должна обеспечивать оператору ощущение щелчка. Цвет клавиш должен контрастировать с цветом панели.

При однообразной умственной работе, требующей значительного нервного напряжения и большого сосредоточения, рекомендуется выбирать неяркие, малоконтрастные цветочные оттенки, которые не рассеивают внимание (малонасыщенные оттенки холодного зеленого или голубого цветов). При работе, требующей интенсивной умственной или физической напряженности, рекомендуются оттенки тёплых тонов, которые возбуждают активность человека.

#### **15.4 Условия безопасной работы**

Основные параметры, характеризующие условия труда это: микроклимат, шум, вибрация, электромагнитное поле, излучение, освещённость.

Воздух рабочей зоны (микроклимат) производственных помещений определяют следующие параметры: температура, относительная влажность, скорость движения воздуха. Оптимальные и допустимые значения характеристик микроклимата устанавливаются в соответствии со стандартами и приведены в таблице 15.4.1.

Таблица 15.4.1 Оптимальные и допустимые параметры микроклимата

Период года	Температура, °С	Относительная влажность, %	Скорость движения воздуха, м/с
Холодный и переходный	23-25	40-60	0,1
Тёплый	23-25	40	0,1

К мероприятиям по оздоровлению воздушной среды в производственном помещении относятся: правильная организация вентиляции и кондиционирования воздуха, отопление помещений. Вентиляция может осуществляться естественным и механическим путём. В помещение должны подаваться следующие объёмы наружного воздуха: при объёме помещения до 20 м<sup>3</sup> на человека – не менее 30 м<sup>3</sup> в час на человека; при объёме помещения более 40 м<sup>3</sup> на человека и отсутствии выделения вредных веществ допускается естественная вентиляция.

Система отопления должна обеспечивать достаточное, постоянное и равномерное нагревание воздуха. В помещениях с повышенными требованиями к чистоте воздуха должно использоваться водяное отопление. Параметры микроклимата в используемой лаборатории регулируются системой центрального отопления, и имеют следующие значения: влажность – 40%, скорость движения воздуха – 0,1 м/с, температура летом составляет от 20 до 25°С, зимой – от 13 до 15°С. В лаборатории осуществляется естественная



вентиляция. Воздух поступает и удаляется через щели, окна, двери. Основной недостаток такой вентиляции в том, что приточный воздух поступает в помещение без предварительной очистки и нагревания.

Шум и вибрация ухудшают условия труда, оказывают вредное воздействие на организм человека, а именно, на органы слуха и на весь организм через центральную нервную систему. В результате этого ослабляется внимание, ухудшается память, снижается реакция, увеличивается число ошибок при работе. Шум может создаваться работающим оборудованием, установками кондиционирования воздуха, осветительными приборами дневного света, а также проникать извне. При выполнении работы на ПЭВМ уровень шума на рабочем месте не должен превышать 50 дБ.

Экран и системные блоки производят электромагнитное излучение. Основная его часть происходит от системного блока и видеокабеля. Напряженность электромагнитного поля на расстоянии 50 см вокруг экрана по электрической составляющей должна быть не более:

- в диапазоне частот 5–2000 Гц – 25 В/м;
- в диапазоне частот 2–400 кГц – 2,5 В/м.

Плотность магнитного потока должна быть не более:

- в диапазоне частот 5–2000 Гц – 250 нТл;
- в диапазоне частот 2–400 кГц – 25 нТл.

Существуют следующие способы защиты от ЭМП:

- увеличение расстояния от источника (экран должен находиться на расстоянии не менее 50 см от пользователя);
- применение приэкранных фильтров, специальных экранов и других средств индивидуальной защиты.

При работе с компьютером источником ионизирующего излучения является дисплей. Под влиянием ионизирующего излучения в организме может происходить нарушение нормальной свертываемости крови, увеличение хрупкости кровеносных сосудов, снижение иммунитета и др. Доза облучения

при расстоянии до дисплея 20 см составляет 50 мкР/час. Конструкция ЭВМ должна обеспечивать мощность эквивалентной дозы рентгеновского излучения в любой точке на расстоянии 0,05 м от экрана не более 100 мкР/час.

Утомляемость органов зрения может быть связана как с недостаточной освещенностью, так и с чрезмерной освещенностью, а также с неправильным направлением света.

### **15.5. Радиационная безопасность.**

Лаборатория, в которой проводилась работа была подвергнута испытаниям в аккредитованной Госстандартом России лаборатории радиационного контроля по параметру: определение радиационной обстановки и соответствует нормативным требованиям.

Необходимо обеспечивать радиационную безопасность персонала в ОГАУЗ «Томский областной онкологический диспансер» в связи с излучением, которое генерируется аппаратом для контактной лучевой терапии Multisource HDR, в качестве закрытого источника используется  $\text{Co}^{60}$  с энергией гамма квантов 1,25 МэВ. Для контроля положения эндостатов с источником в теле пациента используется рентгеновская установка «С-дуга».

### **15.6. Действие ионизирующего излучения на организм.**

Прямое действие ионизирующих излучений – это прямое попадание в биологические молекулярные структуры клеток и в жидкие (водные) среды организма. Непрямое или косвенное действие – действие свободных радикалов, возникающих в результате ионизации, создаваемой излучением в жидких средах организма и клеток. Свободные радикалы вызывают разрушения целостности цепочек макромолекул (белков и нуклеиновых кислот), что может привести как к массовой гибели клеток, так и канцерогенезу и мутагенезу. Наиболее

подвержены воздействию ионизирующего излучения активно делящиеся (эпителиальные, стволовые, также эмбриональные) клетки.

После действия излучения на организм в зависимости от дозы могут возникнуть детерминированные и стохастические радиобиологические эффекты. Например, порог появления симптомов острой лучевой болезни у человека составляет 1–2 Зв на всё тело.

В отличие от детерминированных, стохастические эффекты не имеют чёткого дозового порога проявления. С увеличением дозы облучения возрастает лишь частота проявления этих эффектов. Проявиться они могут как спустя много лет после облучения (злокачественные новообразования), так и в последующих поколениях (мутации).

При проведении систематического облучения дозами, которые не вызывают лучевую болезнь, но заметно выше предельно допустимых доз, может развиваться хроническая лучевая болезнь. Наиболее характерным её проявлением являются изменения в составе крови – уменьшение лейкоцитов, анемия.

### **15.7. Общие требования радиационной безопасности.**

Основным требованием к обеспечению радиационной безопасности при работе с закрытыми источниками является сооружение защит для снижения внешних потоков излучения на рабочем месте и в соседних комнатах до допустимых уровней.

Работа с источниками излучения закрытого типа предусматривает следующие положения:

- в нерабочем положении все источники должны находиться в защитных устройствах, а ускорители и генераторы должны быть обесточены;
- пульт управления установкой должен быть размещен в смежном помещении и входная дверь в помещение, где находится аппарат, должна блокироваться с механизмом перемещения источника или с включением

высокого напряжения так, чтобы исключить возможность случайного облучения персонала;

- должна быть установлена сигнализация;
- если мощность эквивалентной дозы на расстоянии 1 м от источника не превышает 3 мЗв/час, то специального требования к помещению и размещению установки не предъявляется. Если мощность эквивалентной дозы превышает 3 мЗв/час, то для размещения установок выделяют отдельные помещения;
- при работе с закрытыми источниками излучения не предъявляется специального требования к отделке помещения, так как на них не попадают радиоактивные вещества;
- соблюдение мер личной гигиены (мытьё рук, использование разовых перчаток, респираторов, чепчиков и халатов).

При работе с ИИ устанавливаются следующие категории облучаемых лиц:

- персонал (группы А и Б);
- все население, включая лиц из персонала, вне сферы и условий их производственной деятельности.

Для категорий облучаемых лиц устанавливаются три класса нормативов:

- основные пределы доз (ПД), приведенные в таблице 13.7.1;
- допустимые уровни монофакторного воздействия (для одного радионуклида, пути поступления или одного вида внешнего облучения), являющиеся производными от основных пределов доз: пределы годового поступления (ПГП), допустимые среднегодовые объемные активности (ДОВА) и среднегодовые удельные активности (ДУА) и другие;
- контрольные уровни (дозы, уровни, активности, плотности потоков и др.). Их значения должны учитывать достигнутый в организации уровень радиационной безопасности и обеспечивать условия, при которых радиационное воздействие будет ниже допустимого.



## Основные пределы доз

Нормируемые величины*	Пределы доз	
	Персонал (группа А)**	население
Эффективная доза	20 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 50 мЗв в год	1 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 5 мЗв в год
Эквивалентная доза за год в хрусталике глаза***	150 мЗв	15 мЗв
коже****	500 мЗв	50 мЗв
кистях и стопах	500 мЗв	50 мЗв

Примечания:

\* Допускается одновременное облучение до указанных пределов по всем нормируемым величинам.

\*\* Основные пределы доз, как и все остальные допустимые уровни облучения персонала группы Б равны 1/4 значений для персонала группы А. Далее в тексте все нормативные значения для категории персонал приводятся только для группы А.

\*\*\* Относится к дозе на глубине 300 мг/см<sup>2</sup>.

\*\*\*\* Относится к среднему по площади в 1 см<sup>2</sup> значению в базальном слое кожи толщиной 5 мг/см<sup>2</sup> под покровным слоем толщиной 5 мг/см<sup>2</sup>. На ладонях толщина покровного слоя – 40 мг/см<sup>2</sup>. Указанным пределом допускается облучение всей кожи человека при условии, что в пределах усредненного облучения любого 1 см<sup>2</sup> площади кожи этот предел не будет превышен. Предел

дозы при облучении кожи лица обеспечивает непревышение предела дозы на хрусталик от бета-частиц.

Основные пределы доз облучения не включают в себя дозы от природного и медицинского облучения, а также дозы вследствие радиационных аварий. На эти виды облучения устанавливаются специальные ограничения. Исключение составляют пределы доз для персонала, которые включают в себя дозы от природного облучения в производственных условиях.

Эффективная доза для персонала не должна превышать за период трудовой деятельности (50 лет) – 1000 мЗв, а для населения за период жизни (70 лет) – 70 мЗв. Начало периодов вводится с 1 января 2000 года.

При одновременном воздействии на человека источников внешнего и внутреннего облучения годовая эффективная доза не должна превышать пределов доз, установленных в табл. 2.3.

## **15.8. Требования безопасности при работе с закрытым источником $\text{Co}^{60}$**

Закрытые источники – радионуклидные источники излучения, устройство которых исключает поступление содержащихся в них радионуклидов в окружающую среду (герметичность) в условиях применения и износа, на которые он рассчитан, а также устройства, генерирующие ионизирующее излучение (рентгеновские аппараты и т. д.). При работе с закрытыми источниками ионизирующего излучения человек подвергается только внешнему облучению.

Основные методы защиты от внешнего облучения:

- защита количеством – снижение мощности или активности источника ионизирующего излучения;

- защита временем – снижение времени работы с источниками ионизирующего излучения: чем меньше время воздействия ионизирующего излучения на организм, тем меньше доза облучения;

- защита расстоянием – увеличение расстояния до объекта ионизирующего излучения при работе с ним: излучение от точечного источника уменьшается пропорционально увеличению квадрата расстояния до него;

- защита экранированием: для рентгеновского и гамма-излучения – свинец и уран, может быть использовано просвинцованное стекло, железо, бетон и другие материалы с эквивалентным увеличением толщины экрана.

До начала работы с источником ионизирующего излучения предприятие должно иметь санитарно-эпидемиологическое заключение на право работы с источниками по ОСПОРБ, а также лицензию Госатомнадзора РФ на право работ с указанными источниками. Каждое подразделение предприятия обязано вести приходно – расходный журнал по учету радионуклидных источников излучения. Испытания закрытых источников на прочность из-за потенциальной возможности их разгерметизации следует рассматривать как работы с радиоактивным веществом в открытом виде и проводить в соответствии с требованиями ОСПОРБ. При обращении с источниками не допускается превышать дозы облучения (табл. 2.3).

Для оценки радиационной обстановки на рабочем месте ранее были произведены замеры в процедурной комнате после остановки сеанса лечения в месте расположения кресла больного, где обслуживающий медицинский персонал может подвергаться наибольшей радиационной нагрузке во время укладки пациента. Как показывают результаты максимальное значение мощности дозы в процедурной комнате в месте размещения пациента составляет 12 мкЗв/ч. В помещениях, где находятся источники излучения, допустимая максимальная доза для персонала группы А может быть выше в 2 раза (т.е 24 мкЗв/ч), но персонал не должен находиться в этих помещениях больше половины своего рабочего времени.



## 15.9. Работа на установках.

При работе на «С–дуге» основными факторами опасности является:

- рентгеновское излучение при контроле положения эндостатов;
- высокое напряжение;
- шум, создаваемый аппаратурой;
- тепловыделение от оборудования и коммуникаций;

При работе на аппарате «MultiSource» основными факторами опасности является:

- высокий радиационный фон вблизи хранилища источника;
- высокий радиационный фон при выходе источника во время сеанса лечения;
- высокое напряжение;
- тепловыделение от оборудования и коммуникаций;

К работе допускаются лица не моложе 18 лет, не имеющие медицинских противопоказаний, отнесенные к категории персонала группы А или персонал группы Б в сопровождении персонала группы А, прошедшие обучение по правилам работы на аппарате и по радиационной безопасности, прошедшие инструктаж по радиационной безопасности.

Женщины должны освободиться от работы, связанной с воздействием ионизирующих излучений, на весь период беременности и грудного вскармливания ребенка.

Во время работы на пульте управления и над входом в рабочую камеру в обязательном порядке горят предупреждающие световые и звуковые сигналы.

При проведении рентгенологических исследований, с целью обеспечения безопасности персонала и пациентов устанавливается номенклатура передвижных и индивидуальных средств для обеспечения радиационной защиты во всем диапазоне анодных напряжений, используемых в рентгенодиагностике. К передвижным средствам радиационной защиты

относится большая и малая защитная ширма и экран защитный поворотный – предназначены для защиты всего тела или отдельных частей тела человека в положении стоя, сидя или лежа. К индивидуальным средствам радиационной защиты относятся: шапочка, очки, воротник, накидка, фартук, жилет, передник, юбка, перчатки и защитные пластины.

При работе на аппарате «MultiSource» в помещении с источником, персонал находится в специальных защитных просвинцованных фартуках, как можно меньшее количество времени и руководствуется принципами основных методов защиты от внешнего облучения:

- защита количеством – снижение мощности или активности источника ионизирующего излучения;

- защита временен – снижение времени работы с источниками ионизирующего излучения: чем меньше время воздействия ионизирующего излучения на организм, тем меньше доза облучения;

- защита расстоянием – увеличение расстояния до объекта ионизирующего излучения: излучение от точечного источника уменьшается пропорционально увеличению квадрата расстояния до него;

- защита экранированием: для гамма-излучения использовать просвинцованное стекло, железо, бетон и другие материалы с эквивалентным увеличением толщины экрана.

Так же аппарат находится в специальном бункере, конструкция радиационной защиты которого обеспечивает необходимую защиту персонала и населения. Перед включением необходимо в срочном порядке покинуть бункер, после чего убедиться, что двери плотно закрыты и все условия удовлетворяют требованиям. Дополнительно необходимо носить индивидуальный дозиметр в нагрудном кармане. Внутренней службой радиационной безопасности регулярно проводится дозиметрический контроль всех помещений, проверяются показания индивидуальных дозиметров, контролируется использование индивидуальных средств защиты.

## 15.10. Электробезопасность

В зависимости от условий в помещении опасность поражения человека электрическим током увеличивается или уменьшается. Не следует работать с ЭВМ в условиях повышенной влажности (относительная влажность воздуха длительно превышает 75%), высокой температуры (более 35°C), наличии токопроводящей пыли, токопроводящих полов и возможности одновременного прикосновения к имеющим соединение с землёй металлическим элементам и металлическим корпусом электрооборудования. Оператор ЭВМ работает с электроприборами: компьютером (дисплей, системный блок и т.д.) и периферийными устройствами. Существует опасность электропоражения в следующих случаях:

- при непосредственном прикосновении к токоведущим частям во время ремонта ЭВМ;
- при прикосновении к нетоковедущим частям, оказавшимся под напряжением (в случае нарушения изоляции токоведущих частей ЭВМ);
- при прикосновении с полом, стенами, оказавшимися под напряжением;
- при коротком замыкании в высоковольтных блоках: блоке питания и блоке дисплейной развёртки.

Мероприятия по обеспечению электробезопасности электроустановок.

Отключение напряжения с токоведущих частей, на которых или вблизи которых будет проводиться работа, и принятие мер по обеспечению невозможности подачи напряжения к месту работы, вывешивание плакатов, указывающих место работы, заземление корпусов всех установок через нулевой провод, покрытие металлических поверхностей инструментов надёжной изоляцией, недоступность токоведущих частей аппаратуры (заклучение в корпуса электропоражающих элементов, заклчение в корпус токоведущих частей).

### **15.11. Пожарная и взрывная безопасность.**

В зависимости от характеристики используемых в производстве веществ и их количества, по пожарной и взрывной опасности помещения подразделяются на категории А, Б, В, Г, Д. Так как помещение по степени пожаровзрывоопасности относится к категории В, т.е. к помещениям с твердыми сгорающими веществами, необходимо предусмотреть ряд профилактических мероприятий.

Возможные причины загорания:

- неисправность токоведущих частей установок;
- работа с открытой электроаппаратурой;
- короткие замыкания в блоке питания;
- несоблюдение правил пожарной безопасности;
- наличие горючих компонентов: документы, двери, столы, изоляция кабелей и т.п.

Мероприятия по пожарной профилактике разделяются на следующие группы: организационные, технические, эксплуатационные и режимные.

Организационные мероприятия предусматривают правильную эксплуатацию оборудования, правильное содержание зданий и территорий, противопожарный инструктаж рабочих и служащих, обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности, издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации.

К техническим мероприятиям относятся: соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения, правильное размещение оборудования.

К режимным мероприятиям относятся, установление правил организации работ, и соблюдение противопожарных мер. Для предупреждения возникновения пожара от коротких замыканий, перегрузок и т. д. необходимо

соблюдение следующих правил пожарной безопасности:

- исключение образования горючей среды (герметизация оборудования, контроль воздушной среды, рабочая и аварийная вентиляция);
- применение при строительстве и отделке зданий негорючих или трудно сгораемых материалов;
- правильная эксплуатация оборудования (правильное включение оборудования в сеть электрического питания, контроль нагрева оборудования);
- правильное содержание зданий и территорий (исключение образования источника воспламенения – предупреждение самовозгорания веществ, ограничение огневых работ);
- обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности;
- издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации;
- соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения;
- правильное размещение оборудования;
- своевременный профилактический осмотр, ремонт и испытание оборудования.

При возникновении аварийной ситуации необходимо:

- Сообщить руководству (дежурному).
- Позвонить в соответствующую аварийную службу или МЧС.
- Принять меры по ликвидации аварии в соответствии с инструкцией.

## Список литературы

1. Doctoral Dissertation, Methods for dose calculation and beam characterization in external photon beam radiotherapy, Laura Korhonen, Espoo 2009
2. Technical Basis of Radiation Therapy, Practical Clinical Applications / S.H. Levitt, J.A. Purdy, C.A. Perez, S. Vijayakumar. – Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2006, Printed in Germany
3. Климанов В.А., Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии, часть 1, 2011, стр.348-350
4. Климанов В.А., Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии, часть 2, 2011, стр.198-204, 244-251
5. Руководство пользователя Multisource.
6. Emami B., Lyman J., Brown A., et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1991;21: 109–122.
7. Lawrence B. Marks, Lawrence B. Marks, Randall K. Ten Haken, Mary K. Martel, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., Vol. 76, No. 3, Supplement, pp. S1-S2, 2010.
8. Радиационная защита в лучевой терапии / И. Г. Тарутин, Е. В. Титович, Г. В. Гацкевич. – Минск: Беларуская навука, 2015. – стр.109. – ISBN 978-985-08-1914-7.
9. Ma L., Phaisanhittisakul N., Yu C. X. Sarfaraz M. Aquality assurance method for analyzing and verifying intensity modulated fields. // Med. Phys., 2003, 30, P. 2082-2088
10. ChildressN. L., Rosen I.I. The designand testing of novel clinical parameters for dose comparison. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 2003, 56, P. 1464 – 1479
11. Moran J. M., Radawski J., Fraass B.A. A dose-gradient analysis tool foe IMRT QA. // J. Appl. Clin. Med. Phys., 2005, 6, P.62 – 73.

12. Low D. A., Harms W. B., Mutic S. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. // Med. Phys., 1998, 25, P.656 – 661.
13. Depauydt T., Van Esch A., Huyskens D. P. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. // Radiother. Oncol., 2001, 62, P. 309 – 319.
14. Winkler P., Zurl B., Guss H. et al. Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. // Radiother. Oncol., 1987, 9, P. 33 - 44.
15. Тарутин, И. Г. Радиационная защита в лучевой терапии / И. Г. Тарутин, Е. В. Титович, Г. В. Гацкевич. – Минск :Беларуская навука, 2015. – стр.64-68. – ISBN 978-985-08-1914-7.
16. Руководство по эксплуатации системы в клиническом режиме для систем: Elekta Synergy. - 1503740 01 изд. 2013. - С. 310
17. Паспорт - Система радиотерапевтическая медицинская Elekta с принадлежностями. - 94 4450 изд. - С. 28.
18. Руководство пользователя «DOSE 1». IN/OM 2068 (RUS) (5), 2009, 71с.
19. Дозиметрические системы для лучевой терапии, ЗАО «МСМ Медимпэкс», 2008 г.
20. User's Guide - CC13 Ionization Chamber. – Schwazenbruck, Germany: IBA Dosimetry GmbH, 2013.
21. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности ОСПОРБ-99/2010 в редакции от 16.09.2013: утв. постановлением Главного санитарного врача Российской Федерации от 16.09.2013 № 43.
22. Radiation protection and safety of radiation sources: international basic safety standards / Intern. Atomic Energy Agency. – General Safety Requirements, Part 3. – 2011.
23. Тарутин, И. Г. Радиационная защита при медицинском облучении / И. Г. Тарутин. – Минск: Выш. шк., 2005. – 335 с.

24. Радиологическая защита при медицинском облучении ионизирующим излучением // IAEA. – 2004. – № RS-G-1.5. – 99 с.
25. Applying radiation safety standards in radiotherapy // IAEA. – Vienna, 2006. – SRS № 38. – 116 p.
26. Radiation protection in the design of radiotherapy facilities // IAEA. – Vienna, 2006. – SRS № 47. – 128 p.
27. Setting up a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects // IAEA. – Vienna, 2008. – STI/ PUB/1296. – 224 p.
28. Comprehensive audits of radiotherapy practices: a tool for quality improvement // IAEA. – Vienna, 2007. – STI/PUB/1297. – 80 p.
29. On-site visits to radiotherapy centers: medical physics procedures / IAEA-TECDOC-1543. – Vienna, 2007. – 143 p.
30. Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике: сб. норматив. док. – Минск: Полипринт, 2009.
31. Khan, F. M. The physics of radiation therapy / F. M. Khan. – 4th ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. – 531 p.
32. Костылев, В. А. Новые технологии лучевой терапии / В. А. Костылев, Б. Я. Наркевич // Медицинская физика: учеб. пособие. – М.: Медицина, 2008. – С. 145–155.
33. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students / ed. by E. B. Podgorsak. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005. – Chapt. 15: Special procedures and techniques in radiotherapy. – P. 531–545.
34. Real-time Position Management™ (RPM) System [Electronic resource]. – 1999–2014. – Mode of access: [http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/clinac/rpm\\_respiratory\\_gating.html](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/rpm_respiratory_gating.html). – Date of access: 14.02.2014.
35. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students / ed. by E. B. Podgorsak. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005. – Chapt. 15: Special procedures and techniques in radiotherapy. – P. 531–545.



36. Ярмоненко, С. П. Клиническая радиобиология / С. П. Ярмоненко, А. Г. Конопляников, А. А. Вайнсон. – М., 1992.
37. Дозовые зависимости нестохастических эффектов: рекомендации МКРЗ. – М., 1997. – Публикация 41.
38. Применение в клинике гистограмм доза–объем / Т. Г. Ратнер [и др.] // Медицинская физика. – 2006. – № 1. – С. 73–81.
39. Плаутин, О. Н. Дозиметрические критерии неравномерного облучения при лучевой терапии онкологических заболеваний / О. Н. Плаутин // Радиология – практика. – 2010. – № 6. – С. 34–37.
40. Chen, G. T. Y. Dose Volume Histograms in Treatment Planning / G. T. Y. Chen // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. – 1988. – Vol. 14. – P. 1319–1320.
41. Dose Volume Histograms / R. Drzimala [et al.] // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. – 1991. – Vol. 21. – P. 71–78.
42. Delivery accuracy of treatment plans for dose painting by numbers /
43. Свиридов, П. В. Брахитерапия рака предстательной железы. Шесть лет собственного опыта / П. В. Свиридов, Н. Т. Панарина, Т. В. Володина // Радиационная онкология и ядерная медицина. – 2011. – № 1. – С. 63–67.
44. Измерение мощности воздушной кермы и вычисление дозы и мощности дозы от радиоактивных источников, применяемых в аппаратах контактной лучевой терапии: метод. рекоменд., рег. № 9-9901 / И. Г. Тарутин, В. Л. Пышняк. – Минск, 1999. – 36 с.
45. Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources // AAPM. – 1995. – Rep. № 51.
46. Code of practice for brachytherapy physics / Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group № 56 // Medical Physics. – 1997. – Vol. 24, № 10. – P. 1557–1599.
47. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy // IAEA-TECDOC-1274. – Vienna, 2002.

48. Методы дозиметрического сопровождения высокотехнологичной лучевой терапии: инструкция по применению № 092-0914, утв. М-вом здравоохранения Респ. Беларусь 23.12.2014 / Е. В. Титович, И. Г. Тарутин, Г. В. Гацкевич. – Минск, 2015.
49. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water (russian edition). Technical Reports Series 398 / International Atomic Energy Agency. – 2000.
50. A new re-entrant ionization chamber for calibration of  $^{192}\text{Ir}$  HDR sources / S. J. Goetsch [et al.] // J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. – 1992. – Vol. 24. – P. 167–170.
51. Radiotherapy physics in practice / ed. by J. R. Williams, D. I. Thwaites. – 2nd ed. – Oxford University Press, 2000. – P. 247–288.
52. International Organization for Standardization. Quality management and quality assurance standards Part 1: Guidelines for selection and use ISO 9000. – Geneva, 1994.
53. Quality Assurance in Radiotherapy. – Geneva: WHO, 1988.
54. Recommendations for a quality assurance programs in external radiotherapy. – ESTRO, 1995. – Booklet № 2.
55. Программа гарантии качества лучевой терапии – основа защиты пациентов при лучевом лечении онкологических заболеваний / Н. А. Артемова [и др.] // Вести НАН Беларуси, сер. мед. наук. – 2009. – № 2. – С. 117–120.
56. Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике / под ред. Г. В. Гацкевича, И. Г. Тарутина. – Минск: Полипринт, 2009.
57. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy // ICRU. – 1993. – Report 50.
58. Костылев, В. А. Радиационная безопасность в медицине / В. А. Костылев, Б. Я. Наркевич. – М.: Тривант, 2014. – 201 с.
59. EPID *in vivo* dosimetry in RapidArc technique / K. Slosarek [et al.] // Reports of Practical Oncology and Radiology. – 2010. – Vol. 15, № 1. – P. 8–14.

60. Контроль качества гамма-терапевтических аппаратов для контактного облучения: инструкция № 063-0706 от 18.11.2007 / И. Г. Тарутин [и др.]. – Минск, 2007.
61. Контроль качества гамма-терапевтических аппаратов для контактного облучения / И. Г. Тарутин [и др.] // Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике. – Минск: Полипринт, 2009. – С. 120–136.
62. Тарутин, И. Г. Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов: инструкция № 192-1205 от 26.06.2006 / И. Г. Тарутин, С. А. Хоружик, Г. В. Чиж. – Минск, 2006.
63. Тарутин, И. Г. Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов / И. Г. Тарутин, С. А. Хоружик, Г. В. Чиж // Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике. – Минск: Полипринт, 2009. – С. 92–119.
64. Diode *in vivo* dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. Report of TG No 62 of the Radiation Therapy Committee / American Association of Physicists in Medicine [Electronic resource]. – 2005. – Mode of access: [https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_87.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_87.pdf). – Date of access: 21.01.2014.
65. Catching errors with *in vivo* EPID dosimetry / A. Mans [et al.] // Medical Physics. – 2010. – Vol. 37, № 6. – P. 2638–2644.
66. Гигиенические требования к размещению и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 мэВ: метод. указания РФ // СанПиН 2.6.1. 2573-2010. – 2010.
67. Structural shielding design and evaluation for medical use of X-rays and gamma-rays of energies up to 10 MeV/NCRPM, Rep. 49. – Washington, 1976.
68. Radiation protection in the design of radiotherapy facilities / SRS No. 47. – IAEA, 2006. – 129 p.
69. Cosset, J. M. Accidents in LDR and HDR brachytherapy / J. M. Cosset // ESTRO-31. – London, 2011. – Rep. 198.

70. ROSIS (2008). Radiation Oncology Safety Information System (ROSI) [Electronic resource]. – Mode of access: <http://www.rosis.info>.
71. Клиническая подготовка медицинских физиков, специализирующихся в области радиационной онкологии / МАГАТЭ, серия учебных курсов № 37. – Вена: МАГАТЭ, 2012. – 227 с.
72. Костылев, В. А. Медицинская физика / В. А. Костылев, Б. Я. Наркевич.– М.: Медицина, 2008. – 458 с.
73. Сергеев, В. В. Медицинские и юридические аспекты врачебных ошибок / В. В. Сергеев, С. О. Захаров // Здравоохранение Российской Федерации. – 2000. – № 1. – С. 7–9.